АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ

Сборник материалов
VIII Всероссийской молодежной научной конференции






26-28 ноября 2018 г.
г. Саратов

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Российский фонд фундаментальных исследований
Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.

АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ

Сборник материалов
VIII Всероссийской молодежной научной конференции

Саратов, 26-28 ноября 2018 года

Саратов 2018

ББК 28.07
УДК 57.02
А 43

Одобрено
редакционно-издательским советом
Саратовского государственного технического университета

А 43 **Актуальные вопросы биомедицинской инженерии**: сб. материалов VIII Всерос. молодеж. науч. конф. Саратов, 26-28 ноября 2018 г. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 627 с.
ISBN 978-5-7433-3281-6

В сборнике представлены материалы VIII Всероссийской молодежной научной конференции **«Актуальные вопросы биомедицинской инженерии»**, проходившей 26-28 ноября 2018 г. **при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта 18-38-10058 мол_г** в Саратовском государственном техническом университете имени Гагарина Ю.А. в соответствии с приказом СГТУ имени Гагарина Ю.А. № 866-П от 23.10.2018.

Основными целями проводимой конференции были выявление и развитие у ее участников творческих способностей и интереса к изучению междисциплинарного направления науки – биомедицинской инженерии, создание условий для выявления одаренной и талантливой молодежи с целью их дальнейшего интеллектуального развития и профессиональной ориентации.

Сборник предназначен для широкой аудитории читателей, в частности школьников, студентов, аспирантов, магистрантов, молодых ученых, интересующихся современными проблемами биомедицинской инженерии.

Сборник подготовлен и издан при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-38-10058 мол_г

Организационный комитет:
проф. Лясникова А.В., доц. Дударева О.А., проф. Гусаров В.В., проф. Скрипаль А.В., проф. Синицын Н.И., проф. Масляков В.В., проф. Белашова И.С., проф. Барабаш Ю.А., проф. Каменских Т.Г., проф. Мерсон Д.Л., проф. Гороховский А.В., проф. Лепилин А.В., проф. Сироткин О.С., проф. Севостьянов В.П., проф. Зимняков Д.А., доц. Суетенков Д.Е.

Программный комитет:
проф. Лясников В.Н., проф. Барабаш А.П., проф. Бахтизин Р.З., проф. Безручко Б.П., проф. Шаркеев Ю.П., доц. Твердохлебов С.И., проф. Вениг С.Б., проф. Шаповалов В.В., доц. Сурменев Р.А., проф. Елинсон В.М., проф. Пичугин В.Ф., Кузнецов В.Г., доц. Пронина Е.А., проф. Быков Д.В., проф. Адаменко Н.А., проф. Мещанов В.П.

Ответственность за содержание и достоверность сведений, представленных в материалах конференции, сохранение корпоративной и государственной тайн возлагается на авторов

ББК 28.07
УДК 57.02

© Саратовский государственный технический университет, 2018
© Авторы статей, 2018

ISBN 978-5-7433-3281-6

СОДЕРЖАНИЕ

ЭФФЕКТИВНАЯ МЕТОДИКА ОЦЕНКИ СПЕКТРАЛЬНОЙ МОДЫ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА ДВУСТОРОННИМ МЕТОДОМ ПРОНИ
В.Г. Андреев, Д.В. Авраменко 14

ОСОБЕННОСТИ ИЗМЕНЕНИЯ СТРУКТУРЫ ВО ФТОРОПЛАСТОВЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛАХ, НАПОЛНЕННЫХ АЛЮМИНИЕМ, ПРИ ТЕПЛОВОМ ВОЗДЕЙСТВИИ
Д.В. Савин 18

ИЗМЕНЕНИЯ МИКРОКРОВОТОКА У ЖИВОТНЫХ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ СВЕТОВОГО LL-ДЕСИНХРОНОЗА
К.А. Андреев 23

ОБРАТИМОСТЬ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ В ПЕЧЕНИ БЕЛЫХ КРЫС ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ
К.А. Андреев, А.О. Москвина 27

ВЗРЫВНОЕ ПРЕССОВАНИЕ СВМПЭ АНТОЦИАНОВАЯ ФОРМА КУКУРУЗЫ КАК ИСТОЧНИК ПОЛУЧЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ВЕЩЕСТВ
К.Р. Кондратьева, А.М. Барбарян, В.В. Рогожин 35

АППАРАТ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА
Э.В. Басирова, Э.В. Габитова 39

АВТОМАТИЗАЦИЯ МЕТОДА АКТИВНЫХ КОНТУРОВ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ СЕГМЕНТАЦИИ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ
А.Р.А. Абдулракеб, В.А. Аль-Хайдри 43

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ УЛЬТРАЗВУКА НА УСКОРЕНИЕ ДИФФУЗИИ АЦЕТИЛСАЛИЦИЛОВОЙ КИСЛОТЫ ЧЕРЕЗ ПОЛУПРОНИЦАЕМУЮ МЕМБРАНУ
И.Н. Валько 47

ИЗГОТОВЛЕНИЕ ТКАНЕИМИТИРУЮЩИХ ФАНТОМОВ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ
Н.В. Венцерова 51

ИССЛЕДОВАНИЕ НЕОДНОРОДНОСТИ В УПЛОТНИТЕЛЬНЫХ ЭЛЕМЕНТАХ ИЗ ФТОРОПЛАСТА-4*
С.С. Волобуев 54

АППАРАТ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ЧЕЛОВЕКА
Э.В. Габитова, Э.В. Басирова 58

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ИНЪЕКЦИОННОЙ ИГЛЫ С ЦЕЛЬЮ ПОВЫШЕНИЯ СТЕРИЛЬНОСТИ ИНЪЕКЦИЙ
Э.И. Кузин, А.Н. Юрова 63

ВИДЫ ШОВНОГО МАТЕРИАЛА В ХИРУРГИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ
А.И. Гордеева 64

ОТОРИНОСКОПИЧЕСКИЙ МИНИРОБОТ
С.А. Хворостов, М.К. Седанкин, Н.А. Дмитриева 69

ПРЕДИКТОРЫ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ РИСКОВ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СИСТЕМНЫХ РИТМОВ ДЛЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОВ ЧЕТВЕРТОГО ПОКОЛЕНИЯ

Д.С. Кондрашов, Д.Ю. Савинов 75

ГИСТОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕНЕНИЯ СЕМЕННИКОВ ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ
А.А. Чеканова, М.С. Краснова 79

ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ ГЛАЗ
Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова, Н.Р. Хисамутдинова 83

ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ АПНОЭ
А.Ф. Саббахова, Э.Р. Кадрачева, Н.Р. Хисамутдинова 87

СПОСОБ МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ПОЛИКЛИНИКИ В СРЕДЕ ANYLOGIC
Н.Р. Хисамутдинова, Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова 92

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОЙ СИСТЕМЫ «ЭЛЕКТРОННЫЙ НОС – ДИАГНОСТ» ДЛЯ ОЦИФРОВКИ ЗАПАХА ЛЮДЕЙ И ЖИВОТНЫХ В РЕЖИМЕ «НА МЕСТЕ»
Д.А. Кучменко[1], А.А. Шуба 96

ОЦЕНКА ОБРАТИМОСТИ МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В ПОЧКАХ БЕЛЫХ КРЫС ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ
Т.В. Милашевская 100

ПРИМЕНЕНИЕ ХИТОЗАН СОДЕРЖАЩИХ КОМПОЗИЦИЙ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАРОДОНТИТА
Р.А. Мусаков, К.А. Суровцева, Д.А. Тяпкина, С.В. Кустодов, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга 103

АНТИМИКРОБНЫЕ ПОКРЫТИЯ В СТОМАТОЛОГИИ
Р.А. Мусаков, Е.А. Пронина 107

ИЗУЧЕНИЕ СТРУКТУРООБРАЗОВАНИЯ В КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛАХ НИКЕЛЬ-ПОЛИТЕТРАФТОРЭТИЛЕН ПРИ ВЗРЫВНОМ ПРЕССОВАНИИ
А.В. Нужнов 111

ИССЛЕДОВАНИЕ БЕЛЫХ НЕФТЯНЫХ МАСЕЛ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ В СОСТАВЕ ЭМУЛЬСИОННЫХ ВАКЦИН
И.В. Пиголева, С.А. Антонов 115

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ СКАФФОЛДОВ С ЦЕЛЬЮ СТИМУЛЯЦИИ РЕПАРАТИВНОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ
К.А. Суровцева, Д.А. Тяпкина, Р.А. Мусаков, А.А. Алхазов, М.О. Куртукова, Т.А. Андронова, Д.В. Попрыга 119

ПРОНИЦАЕМОСТЬ ДЕНТИНА К МЕТИЛЕНОВОМУ СИНЕМУ И ЕГО АНТИБАКТЕРИАЛЬНАЯ АКТИВНОСТЬ ПРИ КОМБИНИРОВАННОМ ДЕЙСТВИИ УФ ИЗЛУЧЕНИЯ И ЛАЗЕРА (662 НМ)
А.А. Селифонов, О.Г. Шаповал, С.А. Ювченко, Д.А. Зимняков, А.Н. Микеров, В.В. Тучин 123

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА
Е.М. Талеб 127

ПРИМЕНЕНИЕ МНОГОСЛОЙНОГО ПЕРСЕПТРОНА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА
Е.М. Талеб, В.А. Аль-Хайдри 132

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА
Ю.Р. Сагитдинова, О.А. Дударева 138

МЕДИЦИНСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РАДИОНУКЛИДНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ
Ю.А. Скрипкина, В.М. Таран 141

ГЕМОДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МОДЕЛИ ОВАЛЬНОГО ДВУХСТВОРЧАТОГО КЛАПАНА СЕРДЦА
Р.С. Небогатиков, С.М. Еремеев 144

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ВКЛАДЫША ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО ЭНДОПРОТЕЗА
А.А. Воловикова, С.Р. Легкова 148

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ МАТЕРИАЛА ХИРУРГИЧЕСКИХ СКОБ
Т.Ю. Сёмина, О.А. Андреева 153

ПОВЕРХНОСТНАЯ МОДИФИКАЦИЯ СПИЦЫ КИРШНЕРА
Н.О. Морозова, А.Б. Хазова 156

ИЗУЧЕНИЕ ПОРТАТИВНЫХ УСТРОЙСТВ, ПОМОГАЮЩИХ ЧЕЛОВЕКУ ВЕСТИ ЗДОРОВЫЙ ОБРАЗ ЖИЗНИ
И.Е. Терешин 159

ПОЛУЧЕНИЕ АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫХ НЕТКАНЫХ МАТЕРИАЛОВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ
Ю.А. Тимошина 164

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ЧАСТОТЫ НИЗКОИНТЕНСИВНЫХ РАЗРЯДОВ НА СВОЙСТВА КАЛЬЦИЙ-ФОСФАТНЫХ ПОКРЫТИЙ, СФОРМИРОВАННЫХ НА ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ МЕТОДОМ МИКРОДУГОВОГО ОКСИДИРОВАНИЯ
М. Ткачев, Е.А. Солдатова 168

ИССЛЕДОВАНИЕ БИОСОВМЕСТИМОСТИ ПОЛИКАПРОЛАКТОНОВЫХ МАТРИЦ И МИНЕРАЛИЗОВАННЫХ ВАТЕРИТОМ В УСЛОВИЯХ IN VIVO
Д.А. Тяпкина, С.В. Кустодов, К.А. Суровцева, Р.А. Мусаков, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга 172

ГИДРОФИЛЬНОСТЬ ПОВЕРХНОСТИ В ИМПЛАНТОЛОГИИ
К.С. Дорогова, О.А. Маркелова 176

ОСОБЕННОСТИ СКАФФОЛДОВ ДЛЯ СТИМУЛЯЦИИ РЕГЕНЕРАЦИИ СКЕЛЕТНЫХ ТКАНЕЙ
С.В. Кустодов, Д.А. Тяпкина, Р.А. Мусаков, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга 179

СКАФФОЛД-ТЕХНОЛОГИИ: АКТУАЛЬНЫЕ АСПЕКТЫ АПРОБАЦИИ И ПРИМЕНЕНИЯ В РЕГЕНЕРАТИВНОЙ МЕДИЦИНЕ
Ю.А. Монастырло, Д.А. Тяпкина, Е.П. Грабенко, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга 183

ПОЛИМЕРНЫЕ СКАФФОЛДЫ РАЗЛИЧНОЙ АРХИТЕКТУРЫ: ЗНАЧЕНИЕ ИХ СОСТАВЛЯЮЩИХ
А.А. Алхазов, Д.А. Тяпкина, К.А. Суровцева, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга..... 187

ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПРИРОДНЫХ, СИНТЕТИЧЕСКИХ ПОЛИМЕРОВ И БИОКЕРАМИКИ В КАЧЕСТВЕ СОСТАВЛЯЮЩИХ СКАФФОЛДА
А.А. Алхазов, Д.А. Тяпкина, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга 191

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИЙ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ ПО ОПТИЧЕСКОМУ КАНАЛУ
Д.С. Забанов, А.А. Трифонов 194

ГИБРИДНЫЕ РЕШАЮЩИЕ МОДУЛИ С ВИРТУАЛЬНЫМИ ПОТОКАМИ ДЛЯ ИДЕНТИФИКАЦИИ ЖИВЫХ СИСТЕМ
А.В. Киселев 198

РАЗРАБОТКА ФИКСАТОРА КОСТНОГО ЛОСКУТА ПРИ КОСТНО-ПЛАСТИЧЕСКОЙ ТРЕПАНАЦИИ
Д.В. Фисенкова, А.А. Шаталин, Е.А. Смирнова, О.С. Петухова..... 203

УСТАНОВКА ИОННОЙ ИМПЛАНТАЦИИ ДЛЯ СОЗДАНИЯ УГЛЕРОДНЫХ ПОКРЫТИЙ НА ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛАХ
В.С. Чудинов, Д.В. Иванов, В.В. Литвинов..... 209

ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ТРОМБОЦИТОВ ПРИ НАРУШЕННОМ ФОТОПЕРИОДИЗМЕ
Н.В. Шляпников 213

ИССЛЕДОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНОГО ТЕРМОПЛАСТИЧНОГО КОМПОЗИЦИОННОГО МАТЕРИАЛА С БИОРАЗЛАГАЕМЫМИ СВОЙСТВАМИ
Е.А. Мананкова, В.А. Таганова, Н.А. Щербина 217

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ КОЛЕННОГО АРТИКУЛИРУЮЩЕГО ВКЛАДЫША
С.В. Герасимов, М.А. Викулова, Н.В. Горшков, К.Б. Костин, А.И. Шумилин, С.Я. Пичхидзе 221

ТЕРМОМАГНИТНЫЙ ЭФФЕКТ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ МАГНЕТИТА КУБИЧЕСКОЙ ФОРМЫ В НИЗКОЧАСТОТНОМ ПЕРЕМЕННОМ МАГНИТНОМ ПОЛЕ
В.Р. Хабибуллин, Д.А. Семеренко, Л.В. Свиридова..... 223

МИКРОКАПСУЛЫ НА ОСНОВЕ ЭМУЛЬСИИ ПИКЕРИНГА И ПОЛИЭЛЕКТРОЛИТНЫХ СЛОЕВ С ТЕРМОЧУВСТВИТЕЛЬНЫМ ЯДРОМ ДЛЯ ТРАНСДЕРМАЛЬНОГО ПРИМЕНЕНИЯ
К.В. Паламарчук..... 228

ПРИМЕНЕНИЕ НИТРИДА АЛЮМИНИЯ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА СВЕТОДИОДОВ УФ-ДИАПАЗОНА С-ТИПА ИЗЛУЧЕНИЯ
Р.Д. Латыпов..... 232

УЛУЧШЕНИЕ СМАЧИВАЕМОСТИ ГИДРОФОБНЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ МАТРИКСОВ ИЗ D,L-ПОЛИЛАКТИДА ДЛЯ ТКАНЕВОЙ ИНЖЕНЕРИИ
А.Г. Дунаев*, Е.Н. Антонов, Е.М. Лялина, А.О. Мариянац, В.К. Попов, М.А. Сячина 239

ИННОВАЦИОННАЯ МЕТОДИКА В МИКРОХИРУРГИИ
К.С. Дорогова, А.Ф. Дорогов, К.В. Шилова 243

БАКТЕРИАЛЬНАЯ ЦЕЛЛЮЛОЗА КАК МАТРИКС ДЛЯ ТРЕХМЕРНОГО КУЛЬТИВИРОВАНИЯ КЛЕТОК НЕЙРОБЛАСТОМЫ
А.Г. Демченко, М.В. Балясин, М.В. Большакова 246

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ АВТОМАТИЧЕСКОГО ПИСТОЛЕТА ДЛЯ НАЛОЖЕНИЯ ШВОВ С АНТИМИКРОБНЫМ БИОСОВМЕСТИМЫМ ПОКРЫТИЕМ
А.Н. Юрова, А.А. Джамгарова 250

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ТИБИАЛЬНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА
Д.С. Денисов 252

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОЛИТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ДЕТАЛЕЙ АККУМУЛЯТОРНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ
Е.П. Петрова 255

АНАЛИЗ СТАТИЧЕСКИХ НАПРЯЖЕНИЙ КОНСТРУКЦИИ ПЕРФОРАТОРА ДЛЯ МИНИФЛЕБЭКТОМИИ
П.А. Шаронов, В.О. Лукьянова, Д.В. Ероклинцев 259

ТЕХНОЛОГИЯ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРОШКОВ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ И СТРУКТУРНО-МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОКРЫТИЙ
А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, С.В. Телегин 263

ЗАКОНОМЕРНОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ МИКРОСТРУКТУРЫ БИОРЕЗОРБИРУЕМЫХ МАТРИКСОВ В ПРОЦЕССЕ ИХ ТРЕХМЕРНОЙ АНТИСОЛЬВЕНТНОЙ ПЕЧАТИ
М.А. Сячина, А.О. Мариянац, А.В. Миронов, О.А. Миронова, В.К. Попов 265

НЕОБХОДИМОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МКБ-10 ДЛЯ ВРАЧЕЙ-СТОМАТОЛОГОВ
А.А. Пименова 269

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ 3D-ПРОТОТИПИРОВАНИЯ В МЕДИЦИНЕ
К.А. Маслова, О.А. Маркелова 274

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ В ЛЕЧЕНИИ ДЕГЕНЕРАТИВНО-ДИСТРОФИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПОЗВОНОЧНИКА
А.Р. Бордюгова 277

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА С ВВЕДЕНИЕМ БИОСОВМЕСТИМОГО ПОКРЫТИЯ
Е.О. Осипова, И.П. Мельникова 282

ПРИМЕНЕНИЕ МОДЕРНИЗИРОВАННОГО БИОАКТИВНОГО ПОКРЫТИЯ НА ВНУТРИКОСТНЫХ ЭЛЕМЕНТАХ ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА С ЦЕЛЬЮ ПОВЫШЕНИЯ ЕГО ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК
А.А. Храмова, И.П. Мельникова 287

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИМПРЕГНАЦИИ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ
А.А. Василенко 291

ИССЛЕДОВАНИЕ КОНСТРУКТИВНЫХ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ МЕДИЦИНСКОЙ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ
Ю.А. Скрипкина, В.М.Таран 295

ВЗАИМОСВЯЗЬ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ С МУЛЬТИФОКАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОРЕТИНОГРАФИЕЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ВОЗРАСТНОЙ МАКУЛЯРНОЙ ДЕГЕНЕРАЦИИ
Н.Р. Муртазина 298

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАССИВАЦИИ НА ПОВЕРХНОСТЬ МЕДИЦИНСКОЙ СТАЛИ МАРКИ 12Х18Н10Т
П.А. Шаронов, В.О. Лукьянова, В.Д. Прудников 303

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКТИВНЫХ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ ПЛЕЧЕВОГО ЭНДОПРОТЕЗА, ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА НОВОГО МАТЕРИАЛА
А.В. Поршнев 307

ОПТИМИЗАЦИЯ ТЕХНОЛОГИИ ЛАЗЕРНОЙ РЕЗКИ КОРОНАРНЫХ СТЕНТОВ
А.Г. Иванов 311

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ, СПОСОБСТВУЮЩИХ ПОВЫШЕНИЮ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОСОВМЕСТИМЫХ МАТЕРИАЛОВ
М.В. Частова, И.П. Мельникова 317

НАНЕСЕНИЕ ЗАЩИТНОГО ПОКРЫТИЯ НА ДЕТАЛЬ ИЗ СПЛАВА Д16 МЕТОДОМ МДО
Д.В. Леонов 321

ТЕХНОЛОГИЯ ШЛИФОВАНИЯ ДОРОЖЕК КАЧЕНИЯ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА
С.А. Буланов 324

ТЕХНОЛОГИЯ ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ ТИТАНОВЫХ СПЛАВОВ
К.А. Карабанов 329

ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ ПОЛУЧЕНИЯ ДОРОЖЕК КАЧЕНИЯ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА 1118-2902840 МЕТОДОМ ИК-СВАРКИ
Н.В. Жирнов 332

ТЕХНОЛОГИЯ ПОЛУЧЕНИЯ КАРКАСНЫХ ДЕТАЛЕЙ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА
А.В. Ребнев, С.Я. Пичхидзе 340

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА С НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫМ ПОКРЫТИЕМ ВНУТРИКОСТНОЙ ЧАСТИ
К.А. Маслова, О.А. Маркелова 344

СТОМАТОФОБИЯ СРЕДИ СТУДЕНТОВ ВУЗОВ Г.САРАТОВА: ПРИЧИНЫ И ПРОФИЛАКТИКА
И.С. Морковская, М.Б. Ахмадалиева 351

ИЗУЧЕНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ УДАЛЕНИЯ ПЛОМБ ИЗ АМАЛЬГАМЫ
Е.В. Турусова, Э.М-Б. Хаджиева, Е.А. Москаленко 355

ПРИМЕНЕНИЕ ПЛАЗМОЛИФТИНГА В СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ
А.И. Магомедов 360

ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА СРОК СЛУЖБЫ СВЕТООТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ РЕСТАВРАЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ
О.С. Букина, Е.А. Плешакова 364

ПРИМЕНЕНИЕ 3D-ПРИНТЕРОВ В МЕДИЦИНЕ
С.Р. Легкова, А.А. Воловикова 369

НЕОБХОДИМОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ФЛОССОВ ДЛЯ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ГИГИЕНЫ ПОЛОСТИ РТА
М.Э. Куриленко 371

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ
Т.Л. Харитонова, Ю.А. Кузнецова, В.В. Норовяткина 374

БЮГЕЛЬНЫЕ ПРОТЕЗЫ И ПРИМЕНЯЕМЫЕ ДЛЯ ИХ ИЗГОТОВЛЕНИЯ МАТЕРИАЛЫ
Е.С. Павленков, Э.Б. Рамазанов, О.С. Терещук 380

АППАРАТ ФРЕНКЕЛЯ 3 ТИПА
Р.Ш. Магомедов 386

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА НЕЙЛОНОВЫХ И АКРИЛОВЫХ ПЛАСТИНЧАТЫХ ПРОТЕЗОВ
А.В. Заливацкий 391

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ АППАРАТУРЫ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ
А.А. Маслов, В.М. Таран 397

ТЕХНОЛОГИЯ ЗАЛИВКИ СИЛУМИНОВОГО РАСПЛАВА
В.С. Тихонов 400

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ И РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПРОТЕЗА КЛАПАНА СЕРДЦА
Н.М. Кривенцов, В.М. Таран 404

ПОЛУЧЕНИЕ ОКСИДИРОВАННЫХ СЛОЁВ НА ТИТАНОВЫХ СПЛАВАХ МЕТОДОМ МИКРОДУГОВОГО ОКСИДИРОВАНИЯ
Д.В. Леонов, Г.В. Сергеева 408

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА
М.В. Загибашев 414

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОКРЫТИЙ ИСКУССТВЕННОГО КЛАПАНА ДЛЯ СНИЖЕНИЯ ТРОМБООБРАЗОВАНИЯ
Е.А. Пронина, Е.В. Шарыпова, Т.С. Кириязи 418

ПРИМЕНЕНИЕ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОКРЫТИЙ ПРИ ПРОИЗВОДСТВЕ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ

Н.В. Протасова, А.А. Латыпова, А.Г. Тарасов 422

«ГОЛЛИВУДСКАЯ» УЛЫБКА – ВИЗИТНАЯ КАРТОЧКА ЛИЧНОСТИ В СОВРЕМЕННОМ МИРЕ
А.А. Богданова, Л.А. Кон, М.М. Коротков 425

МЕТОДИКА АКТИВАЦИИ ГИПОХЛОРИТА НАТРИЯ В КОРЕННЫХ КАНАЛАХ ПРИ ЭНДОДОНТИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ
С.Н. Лебедева, И.М. Ферзуллаев 430

НЕОБХОДИМОСТЬ ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПОЛОСТИ РТА ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ. ВЛИЯНИЕ КАРИОЗНЫХ ПОРАЖЕНИЙ БЕРЕМЕННОЙ ЖЕНЩИНЫ НА ТЕЧЕНИЕ БЕРЕМЕННОСТИ
С.Н. Лебедева, Т.Л. Харитонова, Э.М. Исаева, С.В. Бахтиярова 436

ОТГОЛОСКИ ДЕТСТВА: МОЛОЧНЫЕ ЗУБЫ У ВЗРОСЛЫХ
А.П. Петрова, С.Н. Лебедева, М.Ю. Кожевникова, С.М. Гасанова..... 443

ОСЛОЖНЕНИЯ СО СТОРОНЫ ПОЛОСТИ РТА ПОСЛЕ ХИМИО- И ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ
А.П. Петрова, Е.В. Турусова, О.С. Семенова 452

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОРИСТОПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ В НАУКОЕМКОМ ПРОИЗВОДСТВЕ
В.Н. Лясников, Н.В. Протасова, А.Г. Тарасов, А.А. Латыпова 459

ВОЗБУДИТЕЛИ ПЕРИПРОТЕЗНОЙ ИНФЕКЦИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА
И.В. Бабушкина, А.С. Бондаренко, И.А. Мамонова, С.П. Шпиняк, В.Ю. Ульянов 462

ДИАГНОСТИКА ГЛУБОКОЙ ПЕРИПРОТЕЗНОЙ ИНФЕКЦИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА
С.П. Шпиняк, И.В. Бабушкина, Т.Д. Максюшина, Е.А. Галашина, Ю.А. Чибрикова, И.А. Норкин 463

К ВОПРОСУ ОБ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ГЛАЗА
Т.И. Новолоков, Т.А. Баширов..... 470

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ ПРОТЕЗА СТОПЫ
Ж.Г. Нагуманова..... 473

МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА
Л.А. Шепель, Н.В. Андриянова, К.С. Бирюкова 479

АНАЛИТИКА И ИЗМЕНЕНИЕ МАТЕРИАЛА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА
Д.А. Коршунов, В.А. Каштанов 482

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРЫ ТРЕНИЯ КЕРАМОТИТАН-СВМПЭ В ЭНДОПРОТЕЗЕ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА
К.С. Остапчук 485

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОКОМПОЗИТНЫХ ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ
А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, О.А. Дударева..... 490

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОБРАБОТКИ ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА
М.В. Частова, В.М. Таран..... 492

ПРИМЕНЕНИЕ НАНОРОБОТОВ В МЕДИЦИНЕ
К.А. Маслова 497

ТЕХНОЛОГИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ СВАРКИ ДЕТАЛЕЙ И УЗЛОВ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ
А.А. Маслов, В.М. Таран 500

АВТОМАТИЗАЦИЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ УСТАНОВКИ ДЛЯ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ НА ИЗДЕЛИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ
Т.С. Удовик, В.М. Таран 502

МЕДИЦИНСКИЙ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЯХ НА ПЛЕЧЕВОМ СУСТАВЕ
А.В. Поршнев, В.М. Таран 505

МЕДИЦИНСКИЙ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИССЛЕДОВАНИЯ
Н.М. Кривенцов, В.М. Таран 507

ТЕХНОЛОГИЯ ИМПРЕГНАЦИИ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ АКТИВНЫМИ ВЕЩЕСТВАМИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОЛЕБАНИЙ
О.А. Маркелова, И.П. Гришина 510

МЕТОДЫ СОЗДАНИЯ ИСКУССТВЕННЫХ ОРГАНОВ И ТКАНЕЙ
С.Р. Легкова, А.А. Воловикова 512

ПРИМЕНЕНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ СОЗДАНИИ МЕДИЦИНСКОЙ МЕБЕЛИ
А.А. Воловикова, С.Р. Легкова 514

УСПЕХИ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ ГЕННОЙ ИНЖЕНЕРИИ
К.А. Маслова 517

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СКАНИРУЮЩЕЙ ЗОНДОВОЙ МИКРОСКОПИИ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ БИОСОВМЕСТИМЫХ МАТЕРИАЛОВ И ПОКРЫТИЙ
С.В. Телегин, И.П. Гришина 519

СОВРЕМЕННЫЕ МАТЕРИАЛЫ В МЕДИЦИНЕ
М.В. Загибашев 525

ЗАЩИТА ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА ОТ ДИОКСИДА УГЛЕРОДА
М.В. Большакова, И.Н. Мельников 527

НАСАДКА НА РЕСПИРАТОР НА ОСНОВЕ PLA-ПЛАСТИКА
М.В. Большакова, И.Н. Мельников 529

ПРОСТЕЙШИЕ СРЕДСТВА ЗАЩИТЫ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ И СПОСОБЫ ИХ ДОСТАВКИ
Ю.А. Вишнякова, И.Н. Мельников 531

ФИЛЬТРУЮЩИЕ МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ЗАЩИТЫ ОТ ПАРОВ РТУТИ
И.Н. Мельников 534

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ И УСЛОВИЯ ПОЛУЧЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ МАТЕРИАЛОВ И ПОКРЫТИЙ НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ
И.П. Гришина, О.А. Маркелова, С.В. Телегин 536

РАЗРАБОТКА МЕТОДОЛОГИИ ИНДИВИДУАЛЬНОГО ПОДБОРА КОНСТРУКЦИИ ИЗДЕЛИЙ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ
И.П. Гришина, О.А. Маркелова 539

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВНУТРИКОСТНЫХ ЭНДОПРОТЕЗОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ CAD/CAM ПРОИЗВОДСТВА
И.П. Гришина..... 542

АНАЛИЗ ФИЗИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА
М.В. Загибашев..... 544

МЕДИЦИНСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ
К.С. Дорогова, В.М. Таран, О.А. Дударева..... 548

НОВЫЙ БИОСОВМЕСТИМЫЙ МАТЕРИАЛ ДЛЯ СОЗДАНИЯ БИОКОМПОЗИЦИЙ С ПОВЫШЕННОЙ ПРОЧНОСТЬЮ И АНТИМИКРОБНЫМИ СВОЙСТВАМИ
Ю.Р. Сагитдинова, И.П. Мельникова..... 550

ОСОБЕННОСТИ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНЫХ РЕАКЦИЙ ПРИ ИМПЛАНТАЦИИ СКАФФОЛДОВ, СОДЕРЖАЩИХ СОЕДИНЕНИЯ КАЛЬЦИЯ
Е.П. Грабенко, Д.А. Тяпкина, Ю.А. Монастырло, М.Н. Козадаев, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга 553

МИКРОДУГОВЫЕ СЕРЕБРОСОДЕРЖАЩИЕ КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫЕ БИОПОКРЫТИЯ НА ТИТАНЕ И СПЛАВЕ Ti-40Nb
А.В. Угодчикова, Ю.П. Шаркеев, Т.В. Толкачева 557

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ РЕГУЛЯЦИИ УГЛЕВОДНОГО ОБМЕНА
М.И. Стародубова..... 561

МАРШРУТНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПРОЦЕССА ИЗГОТОВЛЕНИЯ ДЕТАЛИ «ВНУТРИКОСТНАЯ ЧАСТЬ» ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО ИМПЛАНТАТА
П.В. Удовик, О.А. Маркелова 565

МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ИМПЛАНТАТОВ CAD/CAM ПРОИЗВОДСТВА
М.В. Загибашев, И.П. Гришина 569

КОМПЛЕКС ДЛЯ ЭЛЕКТРОЛИТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ДЕТАЛЕЙ РАЗЛИЧНОГО НАЗНАЧЕНИЯ
Е.П. Петрова, В.М. Таран 571

КИНЕМАТИЧЕСКАЯ СХЕМА УСТАНОВКИ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПОДПЯТНИКА НАДРЕССОРНОЙ БАЛКИ
В.В. Филенко, В.М. Таран 573

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО КОСТЫЛЯ
В.А. Дядьков, О.А. Маркелова..... 575

ВЛИЯНИЕ ВРЕДНЫХ ПРИВЫЧЕК НА СОСТОЯНИЕ ОРГАНОВ ПОЛОСТИ РТА
Д.П. Храмова, М.О. Прудников, М.М. Коротков..... 577

АНАЛИЗ ЧАСТОТЫ ПРИМЕНЕНИЯ ПРЕМЕДИКАЦИИ НА ДЕТСКОМ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОМ ПРИЕМЕ В ГОРОДЕ САРАТОВЕ
Н.В. Давыдова, Н.М. Олейникова, Е.В. Махонова, Э.С. Гуламов, Р.А. Шихмагомедов 582

ДЕНТАЛЬНАЯ ФОТОГРАФИЯ

А.П. Петрова, Е.В. Турусова, Д.Д. Спирлиев, В.А. Галушкина, М.М. Коротков 587

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВИНТОВОГО СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО МИНИ-ИМПЛАНТАТА
Н.В. Андриянова, О.А. Маркелова 592

СТАТИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭНДОПРОТЕЗА ГРУДНОЙ КЛЕТКИ
В.А. Дядьков, М.С. Ноликов 594

ПУТИ ПРИДАНИЯ ТРОАКАРУ АНТИМИКРОБНЫХ СВОЙСТВ
К.С. Бирюкова, А.А. Джамгарова 596

ПРОГРАММА ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО АНАЛИЗА РОГОВИЦЫ В ЛАЗЕРНОЙ ХИРУРГИИ ПЕРЕДНЕГО СЕГМЕНТА ГЛАЗА
В.А. Зеленов, И.В. Бакуткин 597

МЕТОДИКА РАСЧЕТА ПРОЧНОСТИ НА ИЗГИБ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО МИНИ-ИМПЛАНТАТА
Н.В. Андриянова, О.А. Дударева 600

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА, ПРИМЕНЯЕМОГО В МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКЕ
А.В. Ребнев, В.М. Таран 603

МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕНЕНИЯ В СЕЛЕЗЕНКЕ ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ ПРИ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ
А.Ю. Каретникова, Е.С. Терехина 605

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ ПРИ СОЗДАНИИ ЭНДОПРОТЕЗОВ
С.В. Телегин 609

АНАЛИЗ НДС МОСТОВОГО ДЕНТАЛЬНОГО ПРОТЕЗА ПРИ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ НАГРУЗКЕ
В.Р. Архипов 612

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ БАНДАЖА КОЛЕННОГО СУСТВА
П.А. Мерзлякова 614

МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА
Х.А. Саргсян, С.Э. Дубровина 618

МЕТОДОЛОГИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОИНЕРТНЫХ МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКИХ ПОКРЫТИЙ В МЕДИЦИНЕ СФОРМИРОВАННЫХ ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ
С.В. Телегин 621

ЭФФЕКТИВНАЯ МЕТОДИКА ОЦЕНКИ СПЕКТРАЛЬНОЙ МОДЫ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА ДВУСТОРОННИМ МЕТОДОМ ПРОНИ

В.Г. Андреев, Д.В. Авраменко

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.Г. Андреев

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Фотоплетизмография – это один из современных экспресс-метод исследования сосудов и заключается в определении объема крови в капиллярах при просвечивании участка кожи инфракрасным светом. Так как в основе патогенеза многих заболеваний лежит нарушение микроциркуляции крови, оценка состояния сосудистого русла, включая капилляры, позволяет выявить на ранних стадиях различные болезни, а также контролировать процесс лечения пациента [1]. Поэтому повышении точности исследуемых биомедицинских сигналов при жёстких ограничениях на время их регистрации является перспективным направлением в развитии неинвазивного диагностирования.

Главной особенностью, которая осложняет понимание процессов, происходящих при облучении светодиодом живой ткани пациента, заключается в том, что биологическая ткань, это живая многослойная среда, содержащая различные включения, такие как, например, кровеносные сосуды, которым присуще как поглощение, так и рассеяние светового излучения [2].

Спектральный анализ светового потока позволяет существенно повысить информативность фотоплетизмографического метода анализа [3]. Методика оценивания спектра биологического сигнала позволяет качественно и количественно определить соотношения его частотных компонент, а также активность отдельных областей организма [4].

Описание процесса неинвазивной диагностики **X** пациента, поступающие по N различным информационным (цветовым) каналам, представим в виде реализации дискретного векторного N-мерного случайного процесса конечной связанности: $\mathbf{X}=[\mathbf{x}_0, \mathbf{x}_1, \ldots, \mathbf{x}_t, \ldots, \mathbf{x}_{T-1}]$, где $\mathbf{x}_t=[x_{0,t}; x_{1,t}; \ldots; x_{n,t}; \ldots; x_{N-1,t}]^{\mathrm{T}}$ – N-мерный векторный t-й временной отсчёт диагностического сигнала; $x_{n,t}$– значение t-го отсчёта диагностического сигнала в n-м канале; $n=0,1, \ldots, N-1$; $^{\mathrm{T}}$– знак транспонирования. Математическое описание N-мерного векторного отсчёта диагностического сигнала **X** сводится к вид:

$$\mathbf{x}_t = \sum_{k=1}^{K} \mathbf{h}_k \mathbf{Z}_k^{t-1} + \mathbf{e}_t,$$

где $\mathbf{h}_k$ – N-мерный вектор-столбец k-й комплексной экспоненты $\mathbf{h}_k=[h_{0,k}; h_{1,k}; \ldots; h_{n,k}; \ldots; h_{N-1,k}]^{\mathrm{T}}$ реализации $\mathbf{h}=[\mathbf{h}_0; \mathbf{h}_1; \ldots; \mathbf{h}_k; \ldots; \mathbf{h}_{K-1}]^{\mathrm{T}}$ комплексной амплитуды (параметр не зависящий от времени); $\mathbf{Z}_k=[\mathbf{Z}]$ – $[(T\times K)\times N]$-мерная матрица k-й комплексной экспоненты, описывающая параметр зависящий от времени; $\mathbf{e}_t$ – N-мерный вектор-столбец t-ого векторного отсчёта $\mathbf{e}_t=[e_{0,t}; e_{1,t}; \ldots; e_{n,t}; \ldots; e_{N-1,t}]^{\mathrm{T}}$ процесса ошибки аппроксимации.

В условиях плавного изменения интенсивности полезного сигнала с одновременным увеличением световых шумов, сформируем модель по отсчётам **X** неинвазивного диагностирования, для того чтобы не возмущать данную модель предлагается взвесить отсчёты **X** весовым вектором **w**, с N-мерными t-ми векторными отсчётами $\mathbf{w}_t=[w_{0,t}; w_{1,t}; \ldots; w_{n,t}; \ldots; w_{N-1,t}]^{\mathrm{T}}$. Весовой вектор $\mathbf{w}=[\mathbf{w}_0; \mathbf{w}_1; \ldots; \mathbf{w}_t; \ldots; \mathbf{w}_{T-1}]^{\mathrm{T}}$ имеет смысл весов значимости отсчётов диагностического сигнала, с компонентами:

$$w_{n,t} = \cos\left[\frac{\pi \cdot t}{T} - \frac{t}{2}\right]^2. \qquad (1)$$

Рассматривая выражение (1), можно отметить, что при $t\to T/2$ весовые коэффициенты удовлетворяют приблизительному равенству $w_t\approx 1$, а при $t\to T$ и $t<<T$ значение w_t стремится к нулю, отражая тенденцию потери оценки

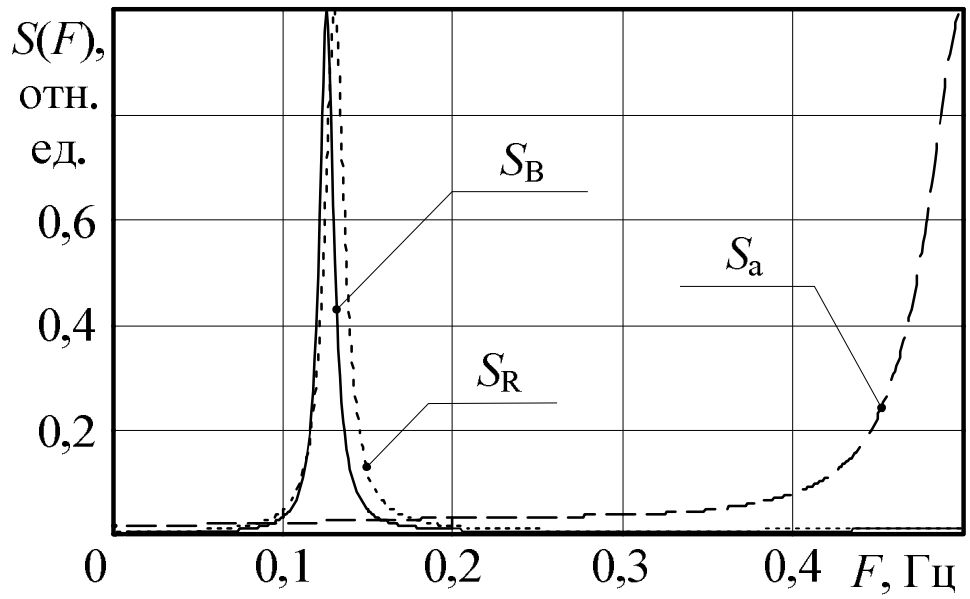
потенциальной точности отсчётов **X** наблюдений при плавно изменяемой мощности биологического сигнала.

Результатом изменения амплитуды биологического сигнала $\mathbf{x}_t$ за время T наблюдений с учётом величин $\mathbf{w}_t$, формирующих весовой вектор **w**, можем представить следующее выражение:

$$\mathbf{Y}=\mathbf{XW}, \qquad (2)$$

где **Y** – реализация наблюдений диагностики пациента со взвешиванием отсчётов **X**; **W**=diag(**w**) – квадратная матрица с элементами w_t вектора **w** на главной диагонали.

Оценку спектральной плотности мощности предлагаемой методики проведем на примере описания цветных фото отражений от пальца пациента, наблюдения за которым проводились на интервале T=250 отсчётов (кадров), результаты которого представим на рисунке.



Спектральные плотности мощности

На рисунке введены следующие условные обозначения: S_a – спектральная плотность мощности, нормированная к своим максимальным величинам, определённая авторегрессионным методом (АР-модель p-го порядка при p=4),

пунктирной линией ;S_R, S_B – спектральные плотности мощности построенные двусторонним методом наименьших квадратов Прони (при P=4) по двум цветовым компонентам R, B, точечной и сплошной линиями соответственно.

Для числовой оценки эффективности предложенной методики рассмотрим для каждого из R, B цветов относительные отклонения ΔF оцененных доминантных частот $\widetilde{F}$ от истинных частот F, выраженные в процентах, представим в виде выражения

$$\Delta F = \frac{\left|\widetilde{F} - F\right|}{F} \cdot 100\%. \qquad (3)$$

Истинные частоты F найдены путём спектрального анализа более длительных (несколько минут) фотоплетизмографических наблюдений при числе отсчётов T>3 000. Произведя расчеты и усреднив относительное отклонение по двум (R, B) цветам $\overline{\Delta F}_{RB}=(\Delta F_R+\Delta F_B)/2$ для порядка модели p=4 и p=10, получим $\overline{\Delta F}_{RB}$=24% и 46% соответственно. Отметим, что относительная ошибка АР-метода в обоих случаях превышает 100%.

Таким образом, исследования показали, что с помощью предложенной методики можно существенно (от 1,5 до 5,7 раз) повысить качество оценки спектральной моды фотоплетизмографического сигнала, а также оценить частоту сердечных сокращений по короткой выборке (десятки межударных интервалов) наблюдений, подверженных существенному изменению интенсивности.

Литература

1. Стригина М.И., Чайванов Д.Б., Чудина А.Ю. Исследование погрешностей данных фотоплетизмограммы для анализа вариабельности сердечного ритма. Биомедицина.– 2013.– № 4.– С. 139-148.

2. Пушкарева А.Е. Компьютерное моделирование в оптике биотканей [Электронный ресурс] / А.Е. Пушкарева, А.А. Кузнецова.– Электрон. текстовые

данные.– СПб. : Университет ИТМО, 2016.– 94 с.– 2227-8397.– Режим доступа: http://www.iprbookshop.ru/66517.html

3. Захаров С.М., Знайко Г.Г. Спектральный анализ электрокардиосигналов // Вопросы радиоэлектроники. 2017.– № 3.– С. 110-115.

4. Кошелев В.И., Андреев В.Г. Спектральный анализ коротких последовательностей кардиоинтервалов // Цифровая обработка сигналов и ее применения: материалы докладов 1 Международной конференции.– М., 1998.– Т. VI.– С. 256-259.

ОСОБЕННОСТИ ИЗМЕНЕНИЯ СТРУКТУРЫ ВО ФТОРОПЛАСТОВЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛАХ, НАПОЛНЕННЫХ АЛЮМИНИЕМ, ПРИ ТЕПЛОВОМ ВОЗДЕЙСТВИИ

Д.В. Савин

Научные руководители: д.т.н., профессор Н.А. Адаменко,
к.т.н., доцент А.В. Казуров

Волгоградский государственный технический университет, г. Волгоград

Введение

Растущие требования к свойствам композиционных материалов(КМ) на основе фторполимеров привели к накоплению большого объема исследований в поисках новых способов их модифицирования[1-4]. С помощьюподбора технологии модифицирования можно адаптировать свойства политетрафторэтилена (ПТФЭ) для новых сфер применения в медицине, в том числе при изготовлении медицинских инструментов, их деталей и имплантов

[2]. Одним из эффективных способов модифицирования ПТФЭ является наполнение его металлическими порошками, например алюминием, обладающим низкой плотностью и высокой теплопроводностью. Для повышения его адгезионной активности продуктивно использовать спекание, которое активирует адгезионное межфазное взаимодействие [4]. Поэтому целью работы являлось изучение влияния условий спекания на структуру ПТФЭ-алюминиевых КМ.

Методика проведения исследований

КМ на основе ПТФЭ (ГОСТ 10007-80), наполненного 10 и 30 % об. порошковым алюминием ПА-4 (ГОСТ 6058-73) дисперсностью 100-200 мкм, получали односторонним статическим прессованием в пресс–формах давлением 0,2 ГПа с последующим спеканием при температуре 380 $^{\circ}$C как в свободном так и в замкнутом состоянии

Рентгеноструктурный анализ проводили на дифрактометре *Bruker D8 AdvanceEco* (*Bruker AXS GmbH*). Съемку осуществляли в геометрии Брегга - Брентано при нормальных условиях в излучении медного анода (λ=1,5418Å) с использованием никелевого Kβ - фильтра. Параметры тонкой структуры КМ рассчитывали по стандартным методикам [5,6].

Результаты исследований

Установлено, что плотность КМ близка к значениям, рассчитанным по правилу смеси, что говорит о минимальной пористости. Плотность КМ после спекания в замкнутом состоянии (2240 и 2350 кг/м^3) на 1,1-1,7% больше, чем плотность КМ после спекания в свободном состоянии (2215 и 2310 кг/м^3).

Хорошо различимые рефлексы (рис. 1) кристаллического ПТФЭ и алюминия находятся при постоянных углах, что свидетельствует о неизменности фазового и химического состава. В процессе получения КМ происходит сильное изменение кристаллической структуры ПТФЭ при различных условиях теплового воздействия.

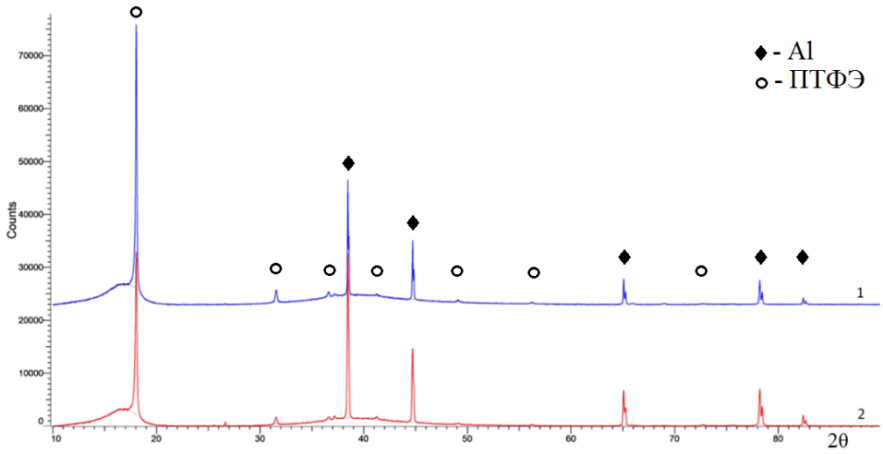


Рис. 1. Дифрактограммы композитов, содержащих 10% (1) и 30% (2) алюминия после спекания в замкнутом состоянии

Таблица 1

Параметры тонкой структуры ПТФЭ в КМ с алюминием при различных условиях спекания

Состояние спекания	*Al*,%	χ , %	*D*, нм	$C_{ам}$, нм	$\Delta d/d$, 10^{-3}	σ_{II}, МПа
Свободное	10	89	31,0	0,515	7,5	3,1
	30	71	38,6	0,525	6,0	2,5
Замкнутое	10	49	43,4	0,544	5,3	2,2
	30	49	31,0	0,526	7,7	3,2
Исходный порошок ПТФЭ		88	18,8	0,523	12,2	5,1

При спекании (табл. 1) происходит укрупнение кристаллитов от 18,8 нм в исходном порошке ПТФЭ, до 31,0 – 43,4 нм и снижении уровня микронапряжений в кристаллитах с 5,1 до 2,2 – 3,2 МПа. Степень кристалличности, в основном, уменьшается с 88% до 49 – 71%, за исключением КМ с 10% алюминия, спеченных в свободном состоянии. При спекании в замкнутом состоянии степень кристалличности ПТФЭ в КМ меньше, чем при спекании в свободном на 22-40%. Увеличение содержания алюминия в КМ противоположно влияет на изменение параметров тонкой структуры ПТФЭ – в КМ, спеченных в свободном состоянии, увеличивается среднее межслоевое

расстояние (с 0,515 до 0,525 нм) и снижаются микронапряжения (с 3,1 до 2,5 МПа), а в КМ, спеченных в замкнутом состоянии, увеличивается среднее межслоевое расстояние (с 0,544 до 0,526 нм) и снижаются микронапряжения (с 2,2 до 3,2 МПа).

Таблица 2

Параметры тонкой структуры алюминия в КМ на основе ПТФЭ при различныхусловиях спекания

Состояние спекания	*Al*,%	ОКР, нм	$\Delta d/d$, 10^{-3}	σ_{II}, МПа
Свободное	10	192,6	0,19	13,60
	30	206,7	0,26	19,13
Замкнутое	10	235,7	0,22	16,03
	30	115,2	0,37	26,70

В алюминии после спекания в замкнутом состоянии выше деформации кристаллической решетки на 0,03-0,11$\cdot 10^{-3}$ и микронапряжения на 2,43 – 7,57 МПа, чем у КМ, спеченных в свободном состоянии. Размер ОКР алюминия в КМ, спеченных в замкнутом состоянии больше на 43,1 нм при 10% содержании алюминия и меньше на 91,2 нм при 30% содержании алюминия. Увеличение содержания алюминия с 10 до 30% в основном приводит к увеличению параметров тонкой структуры, укрупнению ОКР на 14,1 нм, увеличению деформаций кристаллической решетки на 0,07-0,15$\cdot 10^{-3}$ и микронапряжений на 5,53-10,67 МПа.

Полученные результаты обусловлены тем, что при тепловом воздействии в замкнутом состоянии формируется более сильное адгезионное межфазное взаимодействие, которое препятствует формированию кристаллической фазы в ПТФЭ с большим размером кристаллитов. Упорядоченная структура вокруг металлического наполнителя повышает микронапряжения и деформацию кристаллической решетки ПТФЭ, которые увеличиваются с повышением концентрации алюминия. Большее напряженное состояние в композите при

ограничении теплового расширения, обуславливает увеличение микронапряжений в металле

Выводы

Различные условия спекания КМ после статического прессования влияют на формирование тонкой структуры ПТФЭ и алюминия. Снижение степени кристалличности полимера после спекания в замкнутом состоянии может быть связано с более высоким адгезионным взаимодействием между ПТФЭ и дисперсным алюминием.

Литература

1. Фторполимерные материалы / Н. А. Адаменко, Е. Н. Больбасов, В. М. Бузник и др. – Томск: Издательство НТЛ, 2017. – 600 с.

2. Кузнецова Н.А. Применение полимерных материалов в медицине/ Кузнецова Н.А., Князев Ю.В.//Новая наука: проблемы и перспективы –2016.– № 2-3(63).–С. 67-69.

3. Адаменко Н.А. Взрывная обработка металлополимерных композиций: монография / Адаменко Н.А., Фетисов А.В., Казуров А.В.; ВолгГТУ. – Волгоград: РПК «Политехник», 2007. - 240 с.

4. Кропотин О.В. Оптимизация условий спекания композиционного материала методом моделирования контактного взаимодействия с учетом вязкоупругих свойств полимера / Кропотин О.В., Егорова В.А.//Омский научный вестник.–2011.–Т. 103, № 3.–С. 60-64.

5. Мартынов, М. А. Рентгенография полимеров. / М. А. Мартынов и К. А. Вылежанина// М.: Химия. – 1972. – 98 с.

6. Брискман, Б. А. Исследование кристалличности ПТФЭ методами РСА и ДСК / Б. А. Брискман [и др.] // Высокомолекулярные соединения. – 1989. – № 7. – С. 539–543

ИЗМЕНЕНИЯ МИКРОКРОВОТОКА У ЖИВОТНЫХ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ СВЕТОВОГО LL-ДЕСИНХРОНОЗА

К.А. Андреев

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.В. Злобина

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Введение

Циркадианные ритмы представляют собой сложные системы, напрямую влияющий на все системы органов человека и животных, любое сильное отклонение от нормы может привести к патологии - световому десинхронозу, который на сегодняшний день является одним из самых распространённых стрессорных факторов, в его группу риска попали люди со смещёнными биоритмами(по разным причинам), что и определило **актуальность** данной работы [1]. Сдвиги циркадианных ритмов способны влиять и на показатели микроциркуляции, причем эти изменения выражаются стадийностью, **задачей** стало изучение стадийности и отслеживание скорости перфузии. **Целью эксперимента** стало описание изменений микроциркуляции и анализ их корреляции с продолжительностью стрессорного воздействия.

Материал и методы

Объект – 80 беспородных белых-крыс самцов, разделённых на 4 группы: контрольную, и 3 опытные (1,10,21 сутки). Животные были подвергнуты круглосуточному освещению в течение всего эксперимента, естественное сочеталось с искусственным. Все действия были проведены согласно Женевской конвенции. Для изучения микроциркуляции за несколько минут до эксперимента животным вводили наркоз. Показатели и их колебания

записывались с помощью аппарата Лазерной Допплеровской Флоуметрии 3 раза по 8 минут для каждой особи [3]. По результатам определяли показатель перфузии в ее среднеквадратического отклонения, коэффициент вариации. Считывали эндотелиальные, нейрогенные, миогенные, дыхательные и пульсовые колебания. Все данные обработаны с применением программы «STATISTICA 10» (StatSoft, США). Из эксперимента животные были выведены передозировкой препаратов телазола (ZoetisInc, США) и ксиланита (Нита-Фарм, Россия).

Результаты

На протяжении всего эксперимента скорость перфузии достоверно изменялась только на этапе 10 суток стрессорного воздействия.

По мере эксперимента во внимание принимались как абсолютные, так и нормированные амплитуды колебаний для достижения достоверности.

Для абсолютных амплитуд изменения были следующими: эндотелиальные колебания снижались в течение всего эксперимента. Нейрогенные колебания в момент ответа организма немного снизились, однако к 10 дню эксперимента приблизились к изначальным значениям, после наступления истощения показатель вновь снижался. Миогенные колебания на начальном этапе заметно снизились, после этого оставались приблизительно на одном уровне и к моменту истощения вновь начали снижаться. Дыхательные колебания к 1 дню эксперимента резко снизились вдвое, к десятому дню зафиксировано небольшое увеличение, в дальнейшем происходило стабильное снижение с маленькой скоростью. Амплитуда пульсовых колебаний снизилась только в начале воздействия, дальше оставалась на одном уровне.

Амплитуды колебаний нормированных амплитуд следовали тем же принципам, однако при переходе в стадию истощения к 21 суткам воздействия произошло резкое увеличение показателя.

Обсуждение

Все результаты в полной мере описывают нарушения микроциркуляции под действием стресс-фактора в виде светового десинхроноза, причем стадийность этих процессов полностью совпадает. На первом этапе воздействия ответная реакция организма животных слаба и не выражена, характеризуется небольшими увеличениями мышечного тонуса и пульса, что в совокупности вызывает незначительную дилатацию сосудов [1]. Нутритивный проток редуцируется[4]. Дальнейшие изменения принимали регуляторный характер. Самыми выраженные изменения коснулись миогенных, нейрогенных и дыхательных амплитуд, что говорит об эрготропном типе регуляции, в дальнейшем происходит перенапряжение гладких мышц стенок сосудов, включая венулы [2, 4]. Следующий этап был связан со структурными нарушениями. Все еще происходит уменьшение всех амплитуд, которое указывает на переход стресса в патологическое состояние. В итоге модуляции микрокровотока стагнирует и редуцируется, а сильно возросшие к 21 суткам нормированные амплитуды объясняются спазмом на уровне мелких артерий [4-5].

В своей основе десинхроноз содержит механизмы взаимодействия эндокринной и нервных систем, синтез тропных гормонов и мелатонина эпифиза, в частности, приводит к снижению общего функционирования, а также ухудшению нейроэндокринной регуляции сосудов микроциркуляторного русла и образованию ишемии периферических сосудов. Стойкость которой предопределяется небольшой, но постоянной скоростью снижения перфузии в период истощения [4-5].

Выводы

Структурные и регуляторные изменения микроциркуляции плотно связаны с длительностью круглосуточного воздействия светового раздражителя. Трансформация перфузионных колебаний и процессов

происходит с определенной стадийностью, в соответствии с таковой у десинхроноза. Как результат последнего этапа - возникновение патологий микроциркуляции, что может являться одной из главных причин возникновения сердечно-сосудистых заболеваний в современности.

Литература

1. Терешкина Н.Е., Злобина О.В., Иванов А.Н., Долгов А.А. Влияние продолжительности воздействия непрерывным освещением на обратимость микроциркуляторных нарушений при экспериментальном десинхронозе. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2018;17(3):129-134.

2. Иванов А.Н., Злобина О.В., Журкин К.И., Николашкина А.Д., Бугаева И.О., Федонников А.С., Норкин И.А. Изменения микроциркуляции при экспериментальном световом десинхронозе. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2017;16(1):43-48.

3. Лазерная допплеровская флоуметрия (ЛДФ) и оптическая тканевая оксиметрия (ОТО) в оценке состояния и расстройств микроциркуляции крови. Методические рекомендации. 2013.

4. Осиков М.В., Огнева О.И., Гизингер О.А., Федосов А.А. Этологический статус и когнитивная функция при экспериментальном десинхронозе в условиях светодиодного освещения // Фундаментальные исследования. 2015. № 1-7. С. 1392-1396.

5. Крупаткин А.И., Сидоров В.В. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем. Колебания, информация, нелинейность. Руководство для врачей. М, 2013.- 496 с.

ОБРАТИМОСТЬ МОРФОЛОГИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ В ПЕЧЕНИ БЕЛЫХ КРЫС ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ

К.А. Андреев, А.О. Москвина

Научные руководители: к.м.н., доцент О.В. Злобина,

к.м.н., доцент С.С. Пахомий

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Век информационных технологий обусловил человечеству ускоренный темп жизнедеятельности, который не всегда соответствует естественным закономерностям протекания биологических процессов. Нарушение определенной цикличности ,обеспечивающей оптимум ритмов, отвечающих за физиологическое функционирования живого организма, сопровождает все процессы патологической природы и ведет к развитию десинхроноза – рассогласованию биоритмов живых существ с суточным изменением светового режима, вызывающий нарушение гомеостаза и регулирования процессов обмена веществ[1, 2].

Печень, обладая уникальной способностью к регенерации играет огромную роль в поддержании структурного и функционального гомеостаза целостного организма, поэтому структурные патологии в печеночной ткани могут стать причиной нарушения работы всех органных систем.

На сегодняшний день анализ морфологических изменений в печени животных и физиологические реакции организма в ответ на увеличение продолжительности светового дня, проводился при круглосуточном освещении (модель L/L).Необходимость анализа степени обратимости изменений в

гепатоцитах с оценкой результатов воздействия раздражителя определили актуальность и целесообразность исследования.

Эксперимент выполняли в соответствии с международными этическими нормами на базе научной лаборатории кафедры гистологии, цитологии и эмбриологии ФГБОУ ВО Саратовского государственного медицинского университета им. В.И. Разумовского. Исследование проходило на 72 белых беспородных крысах-самцах массой 225±25 г. В первой серии экспериментов животные были подвергнуты стрессорному фактору – круглосуточному десинхронозу, который заключался в круглосуточном, искусственно созданном освещении в течение 1, 10 и 21 суток. Животные контрольной группы содержались в естественном световом режиме. Для опытных групп обратимости было прекращено действие стресс-фактора и возвращение стандартного режима освещения день-ночь.

Животные были выведены из эксперимента передозировкой препаратов для наркоза (внутримышечная комбинация Телазола (ZoetisInc, США) и Ксиланита (Нита-Фарм, Россия)).

Для микроскопического изучения препараты печени были приготовлены с помощью стандартной методики. Анализ гистологических объектов проводили в 10 полях зрения (х774) с возможностями системы анализа микровизора медицинского mVizo-103. Результаты обрабатывали при помощи программы Statistica 10.0 (StatSoftInc, США). Показатель достоверности различий (Р) выявляли специальным непараметрическим критерием Манна-Уитни.

Морфометрический анализ проводился с подсчётом показателей: количества неизменённых гепатоцитов, некротических гепатоцитов, непаренхиматозных элементов (НПЭ), двуядерных гепатоцитов и коэффициента нормализации паренхимы (КНП).

По данным исследования в опытных группах на 21 сутки обратимости число неизмененных гепатоцитов стало увеличиваться. Механизмы обратимости были обусловлены запуском репаративных механизмов и активации пролиферативных процессов в печеночной ткани. Уровень проявления некробиотических изменений оценивался с помощью КНП. На 21 сутки после прекращения светового воздействия было выявлено кратное увеличение этого коэффициента относительно особей других групп. Корреляцию обратимости на фоне экспериментального десинхроноза с функциональными особенностями макрофагальной и лимфоцитарной систем печени оценивали с помощью количественного подсчета общего числа НПЭ. На 21 день эксперимента этот показатель превысил данные других опытных групп в несколько раз.

Силу пролиферативных механизмов в печени связывали с общим числом диплоидных клеток печени. У животных опытной группы 21 дня обратимости наблюдалось небольшое увеличение по отношению к контрольным группам. Выбранные показатели позволяют определить степень выраженности повреждений и восстановления паренхимы [3].

Полученные в ходе эксперимента данные об обратимости свидетельствуют о том, что восстановление циркадианных ритмов обуславливают процесс нормализации паренхимы, который прослеживается в увеличении абсолютного количества гепатоцитов. Пролиферативную активность гепатоцитов обуславливают факторы роста, что является ведущим механизмом регенерации [3,5]. Роль клеток Купфера заключается в поддержании стабильности клеточной структуры органа, они способны эндоцитозом поглощать клетки, что и происходит в процессе обратимости, их активность и количество повышается [4]. Общий принцип регенерации клеток – репарация тканевого генома, которую быстрее и с наименьшими затратами можно осуществить с помощью множественной полиплоидизации.

Формирование процесса обратимости на фоне десинхроноза напрямую связано с прекращением стрессорного влияния светового раздражителя. Механизмы синтеза тропных гормонов гипофиза имеют первостепенное значение. Регистрируемые данные указывают на восстановление нормального кровообращения, связанное со снижением концентрации катехоламинов[2]. Так, на 21 сутки эксперимента происходит полное обновление резервов органа.

Литература

1. Микро- и ультраструктурные особенности печени и активность ядерных эндонуклеаз в гепатоцитах при сочетанных воздействиях магнитного поля промышленной частоты и круглосуточного освещения / С.В. Мичурина и др. // Оригинальные исследования. – 2010. – Т. 138. – №5. – С. 47-51.

2. Морфологические изменения в печени лабораторных животных при световом десинхронозе / О. В. Злобина, С. С. Пахомий, И. О. Бугаева, Г. Н. Маслякова, А. Н. Иванов // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2018. № 5.

3. Косых А.А., Кудрявцев В.А., Козвонин В.А., Кудрявцева Ю.В. Относительные показатели в оценке состояния паренхимы и соединительной ткани печени при различных экспериментальных условиях // Вятский медицинский вестник. – 2010. – № 3. – С. 28-32.

4. Лепехова С.А., Лепехова С.А., Лепехова С.А., Апарцин К.А., Апарцин К.А., Апарцин К.А., Искра А.И. Роль фактора роста гепатоцитов в регенерации печени // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 7-1. – С. 187-192.

ВЗРЫВНОЕ ПРЕССОВАНИЕ СВМПЭ

Д.А. Ан

Научные руководители: д.т.н., профессор Н.А. Адаменко,

к.т.н., доцент Г.В. Агафонова

Волгоградский государственный технический университет, г. Волгоград

Введение

В настоящее время существенно возрос интерес к новейшим синтетическим полимерам. Благодаря уникальным свойства спектр их применениях активно расширяется. Одним из наиболее перспективных полимеров является сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ), который относится к новому поколению полимеров. Он обладает уникальным комплексом физико-механических свойств, таких как биологическая инертность и свойства, допускающие возможность стерилизации материала. Эти свойства позволяют применять СВМПЭ в медицинской промышленности. Так, СВМПЭ применяется для изготовления эндопротезов, особенно протезов крупных суставов. СВМПЭ повышенной степени чистоты сочетает биологическую инертность, механическую прочность и низкий коэффициент трения, что позволяют создавать протезы, способные выдерживать очень высокие нагрузки на сжатие и трение в течение времени, равного сроку жизни человека

В последние годы для улучшения технологичности СВМПЭ широко разрабатываются различные методы его модификации: механическая активация, обработка холодной плазмой, ультразвуковая обработка, введение различных добавок и т. д. [1, 2].

Перспективным способом получения заготовок из труднопереработываемых полимеров с высокими физико – механическими

свойствами является взрывное прессование (ВП) [2, 3] . Специфические особенности взрывного прессования полимерных порошков создают благоприятные условия для протекания различных структурных превращений и физико-химических процессов под воздействием высоких ударных давлений и температур.

Материалы и методы исследования

В настоящей работе проводили сравнительные исследования плоских прессовок СВМПЭ, полученных ударно-волновым нагружением путем взрывного прессования (ВП) порошка. УВО осуществляли по плоской схеме нагружения скользящей ударной волной.

Изменение интенсивности взрывного воздействия достигалось величиной давления ВП 0,25 и 0,6 ГПа. Величина давления обеспечивалась пористостью порошка СВМПЭ путем его предварительной подпрессовки давлением от 0,005 до 0,015 ГПа.

Для проведения структурного анализа полученных прессовок СВМПЭ, а также для оценки степени кристалличности полимера, влияющей на прочность материала и его физико-механические свойства, был использован метод рентгеноструктурного анализа.

Исследование кристаллической структуры полимера осуществляли на рентгеновском дифрактометре D8 ADVANCE (Bruker AXS GmbH, Germany) в излучении медного анода CuKα.

Образцы исследовали на отражение, интенсивность дифракционной картины регистрировали с помощью позиционно-чувствительного детектора SSD160 линейного типа с числом каналов 160. Фазы идентифицировали с использованием порошковой базы ICDD PDF-2 (2016). Анализ полученных дифрактограмм проводился с помощью программного обеспечения Diffrac.EVA (version 4.2.1).

Результаты исследований

В результате исследований выявлено (рис. 1), что СВМПЭ не зависимо от интенсивности ВП сохраняет аморфно - кристаллическую структуру с высокой степенью кристалличности (55 - 58 %). Рассеянием рентгеновских лучей аморфной фазой на дифрактограмме формируется широкое гало при 15-29°. На дифрактограммах имеется два интенсивных дифракционных максимума с индексами 110 и 200, которые принадлежат кристаллической фазе с орторомбической решеткой. Центр тяжести рефлекса 110 находится при 2θ = 21,4, а 200 – при 2θ = 23,9°, что согласуется с литературными данными [4].

УВО приводит к появлению в структуре полимера новой моноклинной фазы, пик которой находится при 2θ = 19,5°. Согласно литературным данным [4] у исходного СВМПЭ такая фаза отсутствует, а высокоинтенсивная механоактивационная обработка вызывает ее появление.

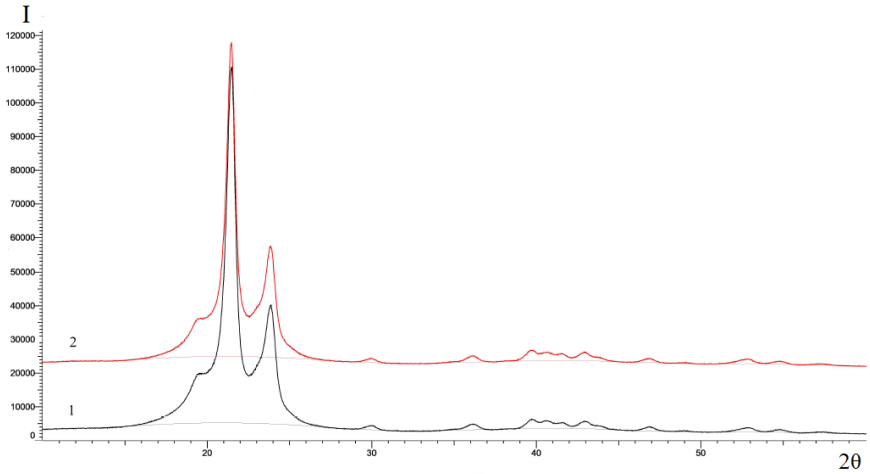


Рис. 1. Дифрактограммы СВМПЭ после ВП
1 - 0,25 ГПа, 2 – 0,6 ГПа

Исследования влияния давления подпрессовки от 0,005 до 0,015 ГПа на структурные параметры СВМПЭ показало (табл. 1), что существенных изменений в параметрах кристаллической структуры не происходит (табл.). При этом увеличение интенсивности подпрессовки, приводящее к росту давления при ВП до 0,6 ГПа, незначительно увеличило физическое уширение

линий на с 9,8 до 10,3 мрад. Повышение дефектности структуры обусловлено уменьшением размера кристаллитов с 15,0 нм до 14,3 нм и увеличением деформации кристаллической решетки на 5 – 7 %. Следовательно, целесообразно проводить предварительную подпрессовку порошка давлением 0,015 ГПа, так как согласно ранее приведенным исследованиям в более плотных прессовка достигаются более высокие давления, что способствует получению монолитной прессовки высокой плотности.

Таблица 1

Результаты исследования СВМПЭ в зависимости от давления подпрессовки

Давление ВП, ГПа	Давление подпрессовки, ГПа	Результаты расчета				
		χ, %	β, мрад	$D_{крис}$, нм	$\Delta d/d \cdot 10^{-3}$	$\sigma_П$, МПа
0,25	0,005	55	9,8	15,0	12,9	3,9
0,6	0,015	56	10,3	14,3	13,6	4,1

Выводы

1. После взрывного прессования СВМПЭ сохраняет аморфно–кристаллическую структуру с моноклинной и орторомбической кристаллическими фазами.

2. Увеличение давления подпрессовки с 0,005 до 0,015 ГПа не изменяет параметры кристаллической структуры полимера.

Литература

1. Михайлин, Ю.А. Сверхвысокомолекулярный полиэтилен / Ю.А. Михайлин // Полимерные материалы. – 2003. – № 3. – С. 18-21

2. Shock Wave Treatment of Polytetrafluoroethylene: Structure and Properties / А.Э. Волкова, Н.А. Адаменко, Г.В. Агафонова, А.В. Казуров // IOP Conference

Series: Materials Science and Engineering. Vol. 116 – [Bristol, UK: IOP Publishing], 2016. – 4 p.

3. Фторполимерные материалы / Н. А. Адаменко, Е. Н. Больбасов, В. М. Бузник и др. – Томск: Издательство НТЛ, 2017. – 600 с.

4. Панин, В.Э. Влияние механической активации сверхвысокомолекулярного полиэтилена на его механические и триботехнические свойства / В. Е. Панин, С. В. Панин, Л. А. Корниенко, С. Ваннасри, Л. Р. Иванова, С. В. Шилько// Трение и износ – 2010. – № 31. – С. 168-176.

АНТОЦИАНОВАЯ ФОРМА КУКУРУЗЫ КАК ИСТОЧНИК ПОЛУЧЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ВЕЩЕСТВ

К.Р. Кондратьева[1], А.М. Барбарян[1], В.В. Рогожин[1]

Научные руководители: к.б.н. Ю.А. Беляченко[1],

д.б.н., профессор Н.В. Полуконова[2]

[1]Саратовский государственный университет

имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов,

[2]Саратовский государственный медицинский университет

имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Антоциановая форма кукурузы линии гибридного происхождения Пурпурная Саратовская (ПС) создана сотрудниками Саратовского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского (СГУ) на основе американской линии Пурпурный тестер (ПТ), характеризующейся набором доминантных аллелей генов *a1*, *b1*, *pl*, *r1*. Указанным генам соответствуют следующие признаки: *A1 (anthocyaninless1)* – антоциановая окраска, *B1 (colored*

plant1) – усилитель окраски, *Pl* (*purple plant1*) – пурпурное растение, *R1 (colored1)* – окрашенный алейрон и растение [1, 2].

Доминантный ген *A1* соответствует локусу в 3 хромосоме, определяющему зеленую или пурпурную окраску растения, неокрашенный алейрон и коричневый перикарп. Этот ген кодирует НАДФН-зависимую дигидрофлавонол-4-редуктазу – фермент, вовлеченный в процесс модификации флавоноидных пигментов. Ген *B1* отвечает за распределение антоцианов в надземных органах растения. Локус данного гена, кодирующего белок-регулятор флавоноидных ферментов Myc Protein B1, расположен во 2 хромосоме. Ген *Pl* находится в 6 группе сцепления и кодирует регуляторный белок Myb Protein of Pl1 – активатор транскрипции флавоноидных генов. Ген *R1* входит в 10 группу сцепления и кодирует белок-регулятор метаболизма антоциановых пигментов в различных тканях и органах растения (алейрон, пыльники, листья, корни и др.) – Myc Protein of S (r1), называемый также R-S protein. Индукцию экспрессии генов *A1 и R1* вызывает понижение температуры окружающей среды. Указанный комплекс генов определяет пурпурную окраску всех частей растения, за исключением тычиночных нитей.

Линия ПТ является позднеспелой и, вследствие этого, недостаточно хорошо приспособлена к климатическим условиям Саратовской области. Для получения более скороспелой формы исходная линия ПТ была скрещена со скороспелой линией селекции СГУ (ГПЛ-1). Из гибридного потомства были выделены скороспелые пурпурные формы, потомки которых подвергались самоопылению и многолетнему отбору по признакам скороспелости и интенсивности проявления пурпурной окраски.

В 2011 году была проведена гибридизация полученной инбредной линии (материнская форма) с рекомендуемым для возделывания в Саратовской области сортом Радуга (отцовская форма). Среди потомства гетерозисных гибридов в ряду последующих поколений, получаемых на основе инбридинга,

проводился отбор по высоте растения и степени проявления пурпурной окраски.

Созданная таким образом антоциановая форма кукурузы гибридного происхождения использовалась в нашей работе в качестве источника растительного сырья для получения экстракта, содержащего антоцианы и другие биофлавоноиды, по методу спиртовой экстракции с последующим осаждением неполярных веществ хлороформом [3]. Наличие комплекса биологически активных веществ определяет уникальные свойства данного экстракта [4-7].

В частности, установлено, что пурпурный экстракт, в отличие от экстракта зеленой кукурузы, полученного из растений сорта Радуга, проявляет бактериостатическое действие в отношении трех исследованных тест-штаммов микроорганизмов – *E. coli* 113-13, *St. aureus 209P* и *B. cereus* 8035. Указанное свойство экстракта проявляется при его содержании в культуральной среде в концентрации от 3 мг/мл и выше. При этом отмечается прямая зависимость величины антимикробного эффекта пурпурного экстракта от его концентрации.

Выявленное свойство пурпурного экстракта определяет целесообразность проведения дальнейших исследований его биологической активности и обосновывает возможность использования антоциановой формы кукурузы в качестве ценного источника биологически активных веществ.

Литература

1. Maize Genetics and Genomics Database. Режим доступа: *https://www.maizegdb.org.* Дата обращения: 5.11.2018.

2. Neuffer M. G., Coe T. Y., Wessler S. R.. Mutants of maize. – Columbia: Cold Spring Harbor Laboratory Press, 1977. – 468 p.

3. Способ получения сухого экстракта из растительного сырья, обладающего биологической активностью / Н.В. Полуконова [и др.]. Заявка № 2012105384/15 от 15.02.2012. Опубл. 27.05.2013. Бюл. № 15.

4. Фармакогностическое и фармакологическое исследование сырья кукурузы, содержащей биофлавоноиды, и перспективы использования лекарственных средств на его основе / А.А Смирнова [и др.] // Лекарственные растения: фундаментальные и прикладные проблемы Материалы I Международной научной конференции (21-22 мая 2013 г., г. Новосибирск). Новосибирск, 2013. – С. 408-410.

5. Купчак Т.В. Фитохимическая характеристика гибридной формы кукурузы *Zea mays* L. и технология антоцианового красящего препарата: автореф. дис. …к.фарм. н. – СПб, 1998. – 23 с.

6. Полуконова Н.В., Федорова И.А, Щербаченко А.С. Анализ токсичности вытяжки сырья гибридной формы кукурузы *Zea mays* L. на хирономидах *Chironomus plumosus* и рыбах *Danio rerio* // Беккеровские чтения: материалы Междунар. науч.-практ. конф. – Волгоград. 2010. – С. 25-30.

7. Анализ химического состава и биологических свойств спиртового экстракта растительного сырья гибридной формы кукурузы *Zea mays* L. / Н.В. Полуконова [и др.] // Фармобразование 2010: материалы IV Всерос. науч.-метод. конф. с междунар. участием. – Воронеж. 2010. – С. 306-311.

АППАРАТ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

Э.В. Басирова, Э.В. Габитова

Научные руководители: ст. преподаватель Л.Р. Саяпова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Вопрос определения глюкозы в крови и диагностики заболевания сахарным диабетом имеет большое практическое значение. Переедание и несбалансированное питание, малоподвижный образ жизни, хронический стресс и длительное использование некоторых лекарственных препаратов зачастую оказывает значительное влияние на состояние крови человека. Серьезность отрицательных последствий данных факторов определяет актуальность методов по ее лечению. Поэтому разработка аппарата для инвазивного определения глюкозы в крови человека является целесообразной.

Сахарный диабет представляет собой серьезную медико–социальную проблему, что обусловлено его высокой распространенностью, сохраняющейся тенденцией к росту числа больных, хроническим течением, определяющим кумулятивный характер заболевания, высокой смертностью, ранней инвалидизацией больных и необходимостью создания системы специализированной помощи. Сахарный диабет занимает третье место среди непосредственных причин смерти после сердечно–сосудистых и онкологических заболеваний, поэтому решение вопросов, связанных с проблемой сахарного диабета, актуально и поставлено во многих странах на государственный уровень.

Важнейшей проблемой современной диабетологии является разработка новых, более эффективных способов профилактики и терапии сахарного

диабета, призванных сократить темпы роста численности больных, а также значительно уменьшить риск развития осложнений, увеличить продолжительность жизни больных и минимизировать социально–экономические потери.

В крови человека циркулирует не пищевой сахар, а один из продуктов его переваривания – глюкоза. Глюкозу используют в качестве источника энергии клетки нашего тела, в том числе мускулы и мозг. В организме сахар быстро превращается в глюкозу с помощью ферментов.

Измерение количества глюкозы в крови – на сегодняшний день один из самых распространенных тестов, выполняемых клинико-диагностическими лабораториями. Причиной такой популярности теста является высокое количество больных сахарным диабетом. Тестирование проводится как медицинских учреждениях, так и в домашних условиях. Больные сахарным диабетом вынуждены исследовать уровень глюкозы в крови в домашних условиях, поскольку без этой информации им трудно скорректировать свою диету, физические нагрузки, применение инсулина и других сахароснижающих препаратов.

Помимо разнообразных медицинских методов анализа уровней глюкозы, существует большое число разнообразных приборов, которые работают на основе принципа «сухой химии». Такие глюкометры помогают больным выполнять измерения в домашних условиях. Выбор прибора в каждом индивидуальном случае зависит от многих объективных и субъективных факторов. Забор **крови** осуществляется из вены или пальца. Общая норма гликемии у взрослых составляет 4,1–5,9 ммоль/л, у детей от одного месяца до 14 лет – 3,3–5,6 ммоль/л, у младенцев до месяца – 2,8–4,4 ммоль/л.

Глюко́метр – прибор для измерения уровня глюкозы в органических жидкостях (кровь, ликвор и т.п.). Глюкометры используются для диагностики состояния углеводного обмена у лиц, страдающих сахарным

диабетом. Сахарный диабет – болезнь, возникающая при расстройстве нормальной работы эндокринной части поджелудочной железы, вырабатывающей инсулин (пептидный гормон, способствующий поступлению глюкозы в мышечные и жировые клетки, чтобы обеспечить их питанием). С помощью глюкометра определяют уровень глюкозы в крови и, на основании полученных данных, принимают меры для компенсации нарушений углеводного обмена.

Существует достаточное разнообразие приборов для измерения уровня глюкозы в крови пациента (глюкометров), основанных на различных методиках измерения.

Наиболее распространенным методом является электрохимический, который имеет малую погрешность измерения по сравнению с другими методами (на уровне (10 … 15) %). В общем представлении методика измерения уровня глюкозы в составе крови состоит из следующих операций: забора крови, определение концентрации крови амперометрическим методом, вывод данных. Для измерения уровня сахара в крови необходимо перевести концентрацию глюкозы в напряжение или электрический ток. Это стало возможным с помощью использования специальных сенсорных тестполосок для амперометрии. В сенсорной тестполоске используются платиновые и серебряные электроды для создания зоны электрической схемы. Принцип работы глюкометра основан на электролизе оксида глюкозы, который входит в активную фазу на платиновом углеродном электроде. Электрод катализатора используется для определения амперометрии при помощи особой электрохимической детекции, вырабатываемой перекиси водорода. Сенсор состоит из электродов: сначала расположен слой пленки оксида глюкозы, затем полиуретановая пленка, сквозь которую проходит глюкоза, кислород и перекись водорода.

Процесс измерения происходит амперометрическим методом, т.е. измеряется электрический ток между парой электродов, запускающих реакцию электролиза. Кислород выходит через пленкумембрану и напряжение подается на платиновый электрод, восстанавливая O2 в H2. Эти реактивные электроды являются своеобразными амперометрическими сенсорами, использующими трехэлектродную схему. В электрометрических сенсорах, как правило, используются три электрода: рабочий, эталонный и контрольный. На рис. 1 приведена функциональная схема разрабатываемого глюкометра, который состоит из тестполоски (электрода), преобразователя тока в напряжение, фильтра, аналого-цифрового преобразователя (АЦП), блока управления, клавиатуры, индикации. Полоска покрыта специальным составом, который вступает в реакцию с кровью, и в зависимости от уровня глюкозы изменяется значение протекающего тока, которое затем преобразуется в напряжение. Далее установлен фильтр нижних частот (ФНЧ), который имеет частоту среза от 80 Гц до 100 Гц. Фильтр построен по четырехполюсной схеме Баттерворта. Напряжение проходит обработку аналогово-цифрового преобразователя, где для повышения точности используется десятиразрядный АЦП. Блок управления, в основе которого находится микроконтроллер MSP, является главным координатором устройства. В нем осуществляется расчет концентрации глюкозы в крови по значению полученного напряжения. Результат расчета выводится на дисплей в значениях ммоль/л.

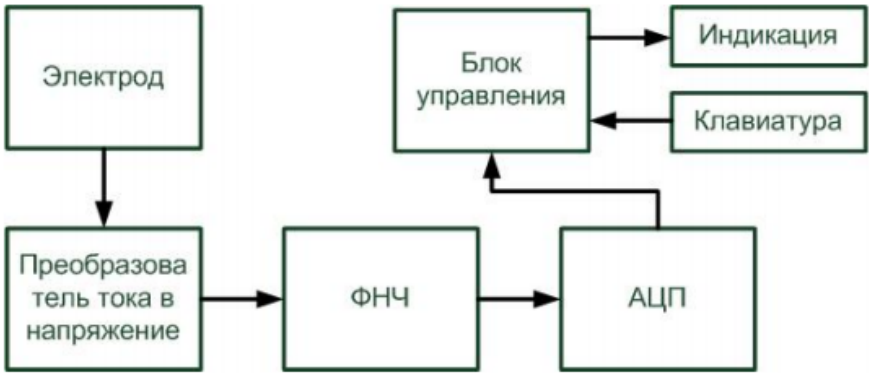


Рис. 1. Структурная схема инвазивного глюкометра

Исходя из вышесказанного, для диагностики заболевания сахарным диабетом, используют глюкометры, работа которых основана на электрохимическом амперометрическом методе измерения концентрации глюкозы в крови. Применение данного устройства позволяет контролировать состояние больных, увеличить продолжительность их жизни и уменьшить риск развития осложнений.

Литература

1. Астамирова Х. Настольная книга диабетика / Х. Астамирова, М. Ахманов. – М.: Изд-во ЭКСМО- Пресс, 2001. – 400 с.

2. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. – Москва: 1998.

3. Информационный бюллетень компании Analog Devices. Т. 8. Вып. 4. 2008. – С. 18.

АВТОМАТИЗАЦИЯ МЕТОДА АКТИВНЫХ КОНТУРОВ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧИ СЕГМЕНТАЦИИ ОПУХОЛЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ

А.Р.А. Абдулракеб, В.А. Аль-Хайдри

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир

Принцип работы метода активных контуров, предложенный Kass, Witkin and Terzopoulois [1], заключается в применении кривых минимальной энергии для обнаружения контуров на изображении. Сначала контур инициализируется как простая линия, затем он деформируется с целью создания области объекта.

Точки в контуре стремятся к границе объекта при минимизации энергии контура[2].

Данный метод требует предварительного выбора начального контура, с которого начинается процедура сегментации, а также выбора максимального числа итерации, являющегося критерием остановки процедуры сегментации. Результаты сегментации очень чувствительные к выбору указанных параметров. На рис. 1 приведен пример, показывающий изменение результатов сегментации в зависимости от начальных параметров сегментации. На рисунке 1, б и 1, д приведены разные начальные маски, а рисунке (1, в и 1, е) показаны результаты сегментации, полученные при использовании указанных начальных масок и числе итераций, равном 1000. Таким образом, сравнив рисунки (1, в и 1, е), не сложно заметить отличие результатов сегментации в зависимости от начального контура. Для сравнения влияния количества итераций на результаты сегментации изображения, была использована маска (рисунке 1, б) при двух итераций (1000,250). Результаты показаны на рисунке 1,в и 1,г соответственно. Как видно при сравнении результатов, качество сегментации опухолей при 1000 итераций лучше, чем при числе итераций, равном 250.

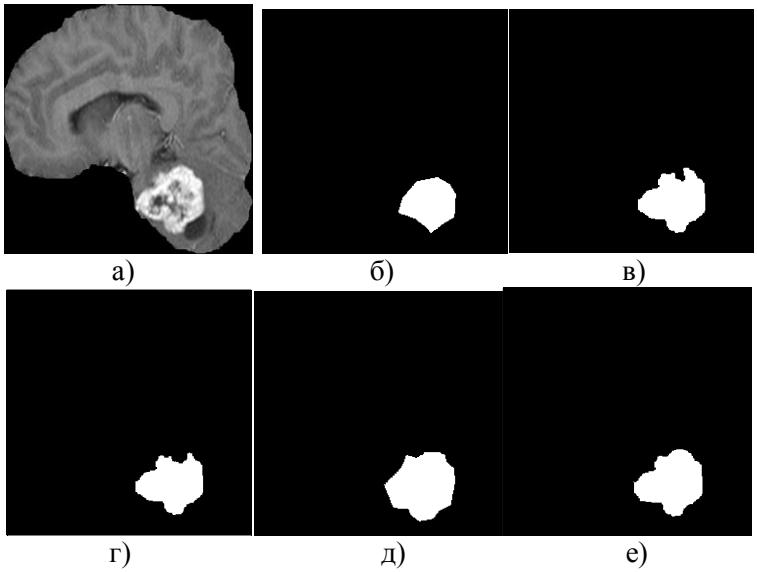


Рис. 1. Чувствительность метода активных контуров к выбору начальных параметров: исходное МРТ-изображение с ОГМ (а); предварительные маски (б, д); результаты сегментации (в, г, е)

Таким образом, для достижения лучших результатов рекомендуется использовать число итераций 1000, и располагать начальный контур ближе всего к границам объекта. Для устранения зависимости результатов сегментации метода активных контуров от выбора начального контура (маски), и для автоматизации процедуры выбора начального контура, в данной работе предложен следующий алгоритм.

Данный алгоритм заключается в применении метода активных контуров в комбинации с разработанным алгоритмом сегментации для автоматизации выбора начального контура[3], суть которого заключается в автоматическом определении, на основе модального анализа гистограммы, порога сегментации, далее применяется бинаризация изображения и определяются границы опухоли и ее пространственной локализации по горизонтали и вертикали путем расчета среднего значения количества пикселов с максимальной яркостью в каждой строке и столбце изображения. Другими словами, в качестве начального контура используется МРТ-изображение, полученное после применения разработанного алгоритма сегментации (РАС)[3] (рис. 2).

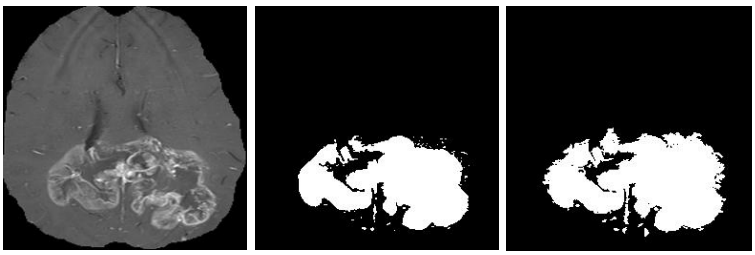


Рис. 2. Комбинация метода активных контуров с РАС

Ниже на рис. 3 приведены примеры применения метода активных контуров в сочетании с РАС для сегментации ОГМ на МРТ-изображении.



а) б) в)



г) д) е)

Рис. 3. Применение метода активных контуров в комбинации с РАС: исходные МРТ-изображения с ОГМ (а, г); начальные контуры (б, д); результаты сегментации (в, е)

Для количественной оценки работы алгоритма были сформированы две базы данных (БД) МРТ изображений аксиального и сагиттального срезов, полученных с использованием режима T1+Contrast в процессе диагностических исследований пациентов, а в качестве критериев количественной оценки результатов сегментации использовались общепризнанные критерии: коэффициент Дайса D, чувствительность Sens и специфичность Spec [4].

Таблица 1

Результаты автоматизации метода активных контуров

Методы сегментации	D		Sens		Spec	
	1 БД	2 БД	1 БД	2 БД	1 БД	2 БД
Традиционный метод активных контуров	0,82	0,86	84,62	94,26	99,42	98,80
Автоматизированный метод активных контуров	0,82	0,87	82,62	87,66	98,30	98,04

Вывод

Анализ приведенных данных в таблице 1 показывает, что предложенный алгоритм автоматизации метода активных контуров позволяет достичь хороших результатов близких к традиционному методу при оптимальном выборе начальных параметров. Также данный алгоритм позволяет сократить время, потраченное на выделения начального контура.

Литература

1. M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos. Snakes: Active contour models. International Journal of Computer Vision, vol. 1, pp. 321-331, 1988.

2. Сакович И.О., Белов Ю.С. Обзор основных методов контурного анализа для выделения контуров движущихся объектов. Инженерный журнал: наука и инновации, 2014. Вып. 12. URL: http://engjournal.ru/catalog/it/hidden/1280.html

3. Абдулракеб, А.Р.А. Автоматический метод сегментации опухоли головного мозга на МРТ-изображениях / А.Р.А. Абдулракеб, В.А. Аль-Хайдри, Л.Т. Сушкова, М.М. Абунасиф, П.Ж. Парамисуари, М.М. Мутеб // Медицинская Техника.– 2017. – № 2. С. 19-16**.**

4. Abdulraqeb A.R., Sushkova L.T., Abounassif M.M., Parameaswari P.J., Muteb M.M. Significance of Segmentation Methods in assessing Brain Tumor Magnetic Resonance Images. Russian-German Conference on Biomedical Engineering. 2016. PP. 62-65.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ УЛЬТРАЗВУКА НА УСКОРЕНИЕ ДИФФУЗИИ АЦЕТИЛСАЛИЦИЛОВОЙ КИСЛОТЫ ЧЕРЕЗ ПОЛУПРОНИЦАЕМУЮ МЕМБРАНУ

И.Н. Валько

Научный руководитель: к.п.н., доцент Л.Ф. Добро

Кубанский государственный университет, г. Краснодар

Одним из методов ультразвукового воздействия является ультрафонофорез – процесс ускорения переноса лекарственного вещества через эпителиальную ткань. Предполагается, что акустическая энергия помогает

препарату проникнуть в более глубокие слои кожи, параллельно оказывая тепловой и массажный эффект.

Практическое освоение фонофореза лекарств началось в ряде стран в 1957–1958 гг., на несколько лет опередив разработку экспериментально-теоретических основ метода. В настоящее время лекарственный фонофорез имеет теоретическую базу, а важнейшие его особенности изучены в эксперименте и клинике. Однако его эффективность все же остается спорной и представляет собой большой научный интерес для исследований [1].

Целью данной работы являлось исследование влияния различных режимов ультразвука на диффузию ацетилсалициловой кислоты через целлофан. Это вещество было выбрано с целью приблизить условия наших исследований к реальным. Ацетилсалициловая кислота – это лекарственное средство, оказывающее анальгезирующее, жаропонижающее, противовоспалительное и антиагрегатное действия. В работе [2] мы проводили исследования на хлориде натрия, который диссоциирует на ионы и изменяет проводимость раствора в зависимости от концентрации. Зарегистрировать изменения концентрации соли в ячейке, в которую диффундировали ионы, можно было кондуктометрическим методом. Молекулы ацетилсалициловой кислоты являются нейтральными. Изменение электропроводности раствора в данном случае зафиксировать очень сложно, поэтому был предложен другой метод регистрации – фотометрический. Метод основан на способности определяемых веществ поглощать оптическое излучение определенного диапазона длин волн. Максимум поглощения света молекулой ацетилсалициловой кислоты лежит в ультрафиолетовой области 260-350 нм [3]. Прибором для фотометрии являлся фотоэлектрический фотометр КФК-3. Для непрерывной регистрации изменения концентрации аспирина фотометр и ячейку пришлось адаптировать для лабораторных целей. Кювета фотометра была соединена с одной из камер ячейки магистралью из тонких трубок.

Циркуляцию раствора по системе обеспечивал насос. Соответственно в ячейке и кювете были сделаны по два отверстия, расположенные в верхней и нижней части. Забор раствора осуществлялся снизу, а возврат сверху как для камеры ячейки, так и для кюветы. Структурная схема установки изображена на рис.1.

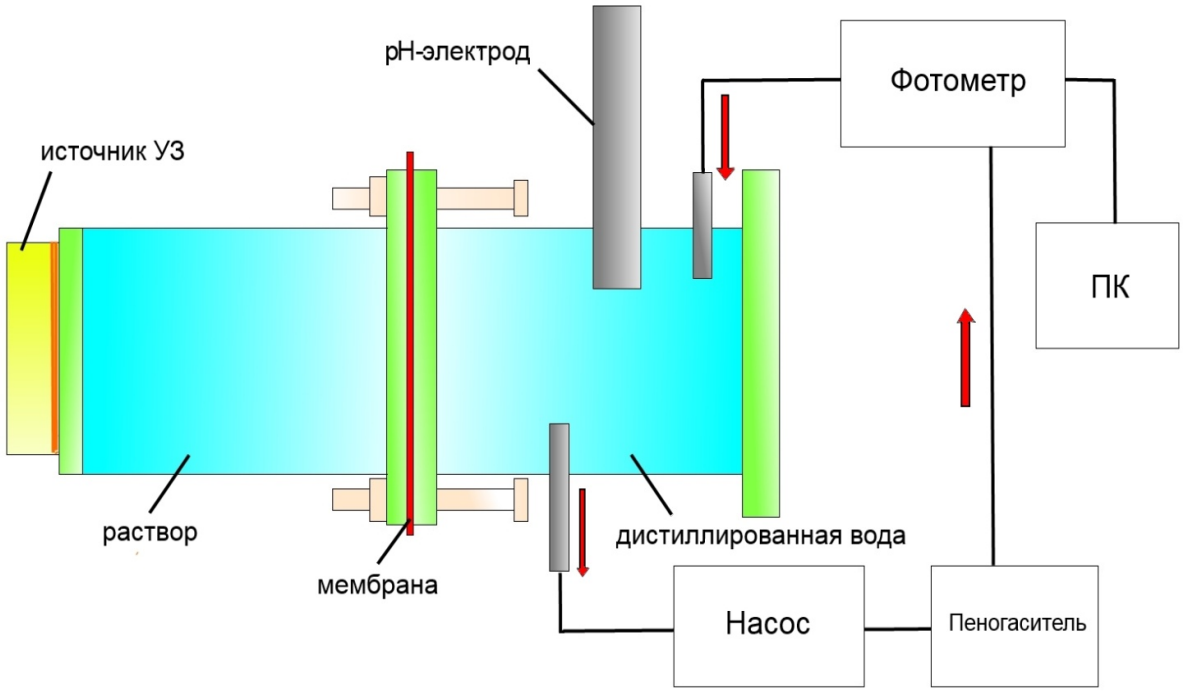


Рис. 1. Схема экспериментальной установки с фотометром

Следует отметить, что эксперименты были качественными и конкретные количественные значения концентрации не определяли. Но оптическая плотность имеет строго линейную зависимость от концентрации поглощающего вещества, поэтому характер изменения оптической плотности соответствует характеру изменения концентрации раствора. Интенсификация проводилась при различных мощностях прибора и различных режимах. Оказалось, что наибольшее ускорение диффузии происходило при импульсном режиме с периодом 2 мс. График, наглядно отображающий влияние длительности импульсов при одной и той же интенсивности ультразвука, показан на рис. 2.

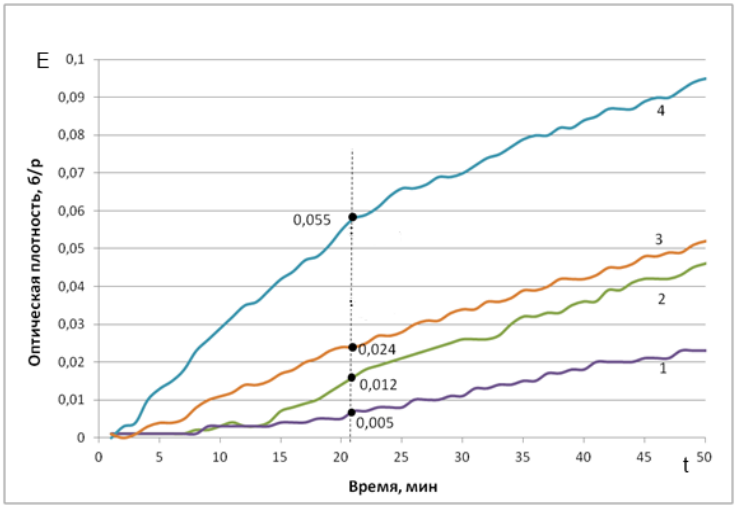


Рис. 2. Диффузия ацетилсалициловой кислоты при интенсивности 0,4 $Вт/см^2$

1 – график диффузии без использования ультразвука;

2– график диффузии при использовании УЗ в непрерывном режиме;

3– график диффузии при использовании УЗ в импульсном режиме 4 мс;

4 – график диффузии при использовании УЗ в импульсном режиме 2 мс;

Таким образом, наибольшее ускорение проникновения аспирина через мембрану обеспечивает импульсный режим 2 мс и интенсивностью 0,4 Вт/см^2 и 0,7 Вт/см^2. Другие режимы также позволяют интенсифицировать процесс диффузии. Этот эффект обусловлен перепадом давления на концах пор мембраны, создаваемым ультразвуком. Это приводит к возникновению акустических микропотоков через мембрану. Их образование принципиально возможно при периодических смещениях частиц жидкости вблизи поверхности мембраны, которые действительно имеют место быть [4, 5].

Литература

1. Акопян Б.В. Ультразвук в медицине, ветеринарии и биологии: учебное пособие / Б.В Акопян, Ю.А. Ершов; под ред. профессора С.И. Щукина. – М.: Москва: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2016. – 223 с.

2. Валько И.Н. Влияние ультразвуковых волн аппарата УЗТ-101 Ф на протекание диффузии через мембрану / И.Н Валько, М.И. Гордин // Сборник материалов VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии» – М.: Сарат. гос. техн. ун-т, 2017. – С. 49–52.

3.Глазырина Ю. А. Оптические методы в фармацевтическом анализе: [Лабораторный практикум] / Ю. А. Глазырина, С.Ю. Сараева, А. Н. Козицина и др. – Екатеринбург, 2015. – 96 с.

4. Варакин А.И. Электрохимические аспекты процессов ускорения переноса анионов антибиотиков через мембрану под воздействием акустического поля // Башкирский химический журнал. – 2009. – Т. 16. – №3. – С.116–121.

5 Sassaroli E. Acoustic neuromodulation from a basic science prospective / E. Sassaroli, N. Vykhodtseva // Journal of Therapeutic Ultrasound. – 2016. – № 4. – С. 98–116.

ИЗГОТОВЛЕНИЕ ТКАНЕИМИТИРУЮЩИХ ФАНТОМОВ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Н.В. Венцерова

Научный руководитель: к.т.н., доцент А.Ю. Потлов

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

Одним из показателей, по которому можно определить степень пригодности тех или иных материалов для изготовления фантомов, является коэффициент затухания – физическая величина, представляющая собой меру

ослабления излучения при его прохождении через толщу исследуемого объекта [1-4].

В строении молочной железы можно выделить три доминирующих типа тканей: железистая, жировая и соединительная. Поэтому для формирования анатомически точного фантома молочной железы целесообразно использовать не один, а как минимум три материала, каждый из которых будет соответствовать своему типу тканей.

Для имитации оптических свойств железистой ткани наиболее подходящими являются те материалы, которые имеют коэффициент затухания, отличающийся от соответствующего параметра у железистой ткани менее чем на 10% [1,4]. В первую очередь, это смолы, для изготовления частей фантома из которых обычно используется стереолитографическая технология печати. Помимо смол могут быть использованы пластик на основе поливинилового спирта (ПВА-пластик), гибридные материалы и полиэтилентерефталат (ПЭТГ). Для изготовления частей фантома из этих материалов можно использовать технологию трехмерной печати, при которой построение объекта идет за счет процесса аддитивного синтеза. Возможным, но не желательным является использование для имитации железистой ткани желатина и воды. По значению коэффициента затухания они очень близки к железистой ткани, однако желатин не стабилен при комнатной температуре [5,6].

Имитацию жировой ткани также целесообразно осуществлять с использованием некоторых типов смол. Одним из наиболее подходящих материалов считается ударопрочная и эластичная термопластическая смола под названием АБС-пластик [1, 5] Использование желатина и воды, также как и в случае имитации железистой ткани является нежелательным и целесообразно только в случаях изготовления фантомов методом литья с последующим хранением в условиях пониженных температур и однократным использованием.

Для имитации кожных покровов удобнее всего использовать ПЭТГ, особенно если он модифицирован добавлением гликоля для большей долговечности. Такой материал достаточно прочен, не обладает запахом и пригоден для печати. Помимо ПЭТГ, возможно использование гибридных материалов и смол, а в качестве опорного материала при печати сложных геометрических моделей – ПВА-пластика. Этот материал растворим в воде, что делает его непригодным для создания долговечных изделий, но удобным для создания временных опор [1,4].

Таким образом, наиболее подходящими материалами для имитации как железистой, так и соединительной тканей являются: синтетические смолы и ПЭТГ. Жировую ткань удобнее всего имитировать с использованием АБС-пластика.

Литература

1. D. Ivanov, K. Bliznakova, I. Buliev et. al. Suitability of low density materials for 3D printing of physical breast phantoms // Physics in Medicine & Biology. – 2018. – V. 63. – No. 175020.

2. A. Yu. Potlov, T. I. Avsievich, S. V. Frolov, S. G. Proskurin. Forward Problem of Time-Resolved Diffuse Optical Tomography Considering Biological Tissue Deformation : chapter of the multi-authored monograph «Computational Biomechanics for Medicine» (editors G. Joldes, B. Doyle, A. Wittek, P. M. F. Nielsen, K. Miller) / Switzerland : Springer International Publishing, 2016. – P. 51 – 62. – doi 10.1007/978-3-319-28329-6_5.

3. С. Г. Проскурин, С. В. Фролов, А. Ю. Потлов, В. Ю. Ошурков Детектирование поглощающей неоднородности в диффузионной оптической томографии // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2012. – Т. 18. – № 1. – С. 212-215.

4. B. W. Pogue, M. S. Patterson Review of Tissue Simulating Phantoms for Optical Spectroscopy, Imaging and Dosimetry // Journal of Biomedical Optics– 2006. – V. 11, Is. 4. – P. 041102.

5. Д. А. Зимняков, В. В. Тучин Оптическая томография тканей / // Квантовая электроника. – 2002. – № 10. – С. 849 – 867.

6. Синдеев С.В., Фролов С.В., Потлов А.Ю. Система поддержки принятия решений врача при оценке предоперационного состояния больных с острыми нарушениями мозгового кровообращения// Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2017. – Т. 23. – № 4. – С. 581-589.

ИССЛЕДОВАНИЕ НЕОДНОРОДНОСТИ В УПЛОТНИТЕЛЬНЫХ ЭЛЕМЕНТАХ ИЗ ФТОРОПЛАСТА-4*

С.С. Волобуев

Научный руководитель: д.т.н., профессор Н.А. Адаменко

Волгоградский государственный технический университет, г. Волгоград

Среди многочисленных полимеров, выпускаемых промышленностью, фторполимеры в наибольшей степени обеспечивают требования, предъявляемые к материалам для производства изделий в химической, нефтехимической, металлургической отраслях, а также в медицине. В частности, фторопласт-4 не вызывает иммунологических реакций, биологически и физиологически безвреден, вследствие чего из него возможно изготовление протезов кровеносных сосудов, сердечных клапанов, емкостей для хранения крови и сыворотки, упаковки для лекарств.

Наиболее перспективным способом переработки Ф-4 и композиционных материалов на его основе в готовые изделия является метод прямого прессования в формы и размеры, максимально приближенные к формам и размерам конечного изделия. При использовании этого метода немаловажным вопросом, который необходимо учитывать, является возможность получения однородного материала по объёму готового изделия [1].

Целью данной работы являлось определение степени неоднородности, формирующейся в процессе изготовления из фторопласта-4 методом прямого холодного прессования заготовок сложной формы, на примере уплотняющих элементов - сёдел шаровых кранов.

В работе проводили термомеханическое исследование характерных участков уплотнений из фторопласта-4. В экспериментах было использовано однотипное уплотнение седла шарового крана диаметром 190 мм и высотой 25 мм. Уплотнение изготавливали методом точного холодного статического прессования порошка фторопласта марки Ф-4ПН в закрытых пресс-формах (давление прессования 35 МПа) с последующим спеканием в свободном состоянии при температуре 380^{O}С. С целью изучения однородности материала по высоте и диаметру исследовались термомеханические характеристики в значимых участках уплотнения, при двух направлениях приложения нагрузки при ТМА: радиальном по диаметру и осевом по высоте. Места вырезки образцов и направления приложения нагрузки при ТМА показаны на рис. 1.

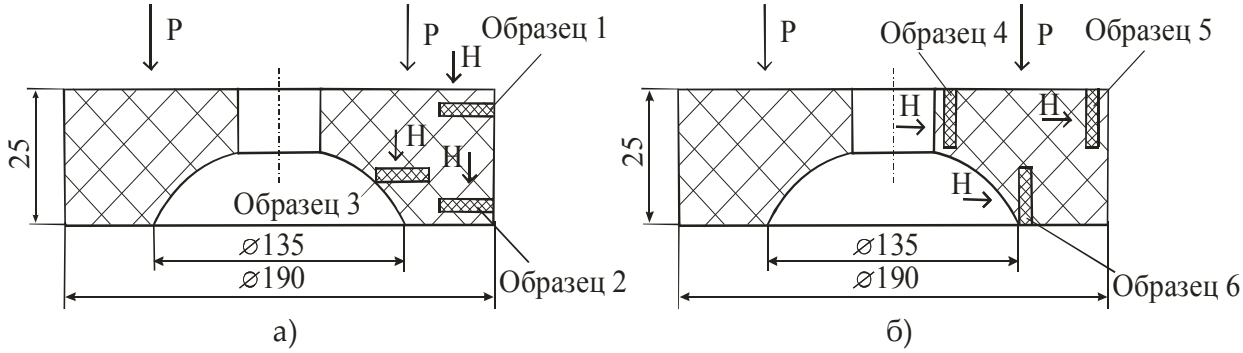


Рис. 1. Схемы вырезки образцов для ТМА

с приложением нагрузки Н в осевом (а) и радиальном (б) направлениях

Результаты, полученные при измерении плотности образцов, показали, что применяемая технология получения фторопластовых уплотнений позволяет достигать относительно небольшого (в пределах 2%) разброса плотности по объёму получаемого изделия.

Полученные термомеханические кривые (ТМК) имеют стандартный вид, характерный для ТМК кристаллического полимера с присутствием аморфной фазы (рис. 2 и 3) [2]. Во всех экспериментах температура начала плавления оказалась равна 315^{O}C, что почти соответствует теоретическому значению для фторопласта-4 (327 ^{O}C).

При сопоставлении кривых ТМА была обнаружена существенная разница в расположении площадок высокоэластического состояния. У образца 2 площадка располагается ниже, чем у образцов 1 и 3, вырезанных из того же самого уплотнения, но из участков, расположенных ниже по высоте приложения нагрузки (рис. 2). Аналогичный эффект наблюдается при сопоставлении кривых ТМА, полученных при исследовании неоднородности по диаметру уплотнений (рис. 3).

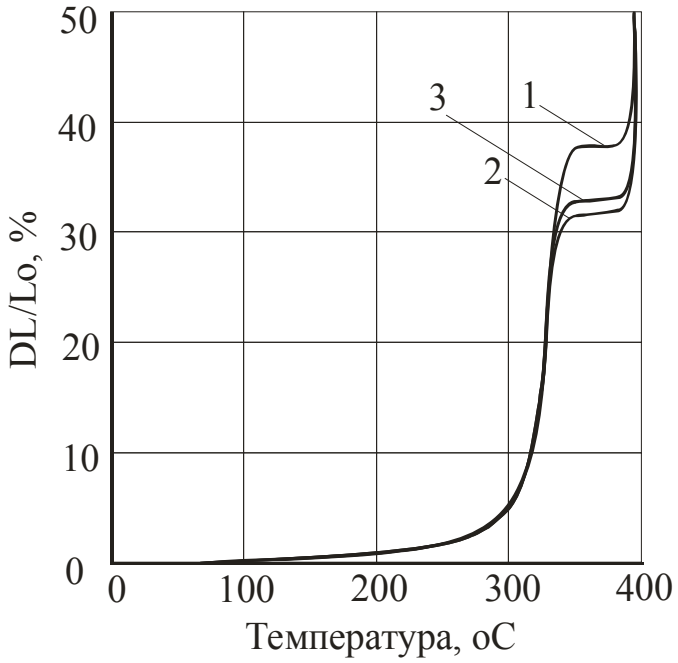


Рис. 2. Термомеханические кривые исследуемых образцов 1-3

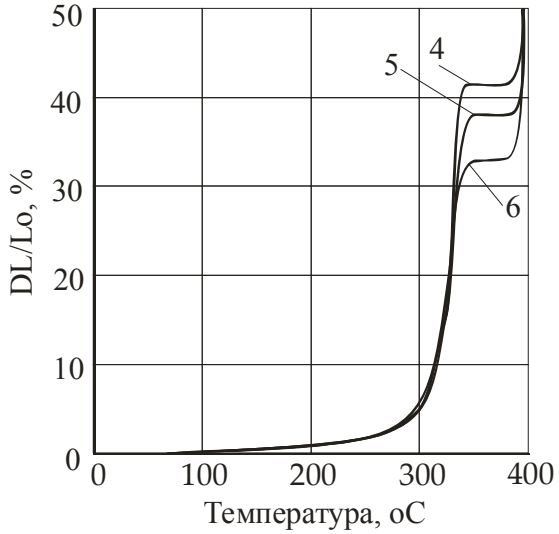


Рис. 3. Термомеханические кривые исследуемых образцов 4-7

Согласно данным [2] площадка высокоэластического состояния располагается тем выше, чем меньше доля кристаллической фазы в полимере. Отсюда можно заключить, что образцы 1, 4 и 5, вырезанные из верхней части уплотнения, имеют в своей структуре большее количество аморфной фазы, чем образцы 2, 3, 6.

В частности, в участках уплотнения, образованных нижним пуансоном при прессовании (образец 2), степень кристалличности фторопласта-4 выше, чем в участках, сформованных верхним пуансоном (образец 1). Это явление может быть объяснено тем, что из-за значительной высоты изделия возникает необходимость применять завышенные давления нагружения для того, чтобы в нижних слоях порошкового материала возникло необходимое усилие прессования (рис. 1, а). При этом верхние слои изделия уплотняются под действием избыточных давлений. При последующем спекании это мешает формированию кристаллической структуры полимера в верхних участках уплотнения. Аналогичным образом можно объяснить различия кривых ТМА на рис. 3, а именно тот факт, что в участках около наружного диаметра изделия (образец 5) степень кристалличности фторопласта-4 выше, чем в участках около внутреннего диаметра (образец 4).

Таким образом, в работе установлено, что возникающая в изделиях неоднородность обусловлена сложностью формы седлового уплотнения и связанных с этим особенностей приложения давления прессования. Тем не менее, показано, что методом прямого прессования деталей из фторопласта-4, имеющих форму седлового уплотнения, возможно получать изделия с равной плотностью по объёму.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ и Администрации Волгоградской области № 18-43-340002

Литература

1. Зерщиков К.Ю. Полимерные уплотнения для экстремальных условий эксплуатации / К.Ю. Зерщиков, Ю.В. Семёнов, Д.К. Зерщиков, Н.А. Адаменко, Ю.А. Калмыкова // Трубопроводная арматура и оборудование. 2007. №3 (30). С. 55-56.

2. Тейтельбаум Б.Я. Термомеханический анализ полимеров, – М.: Наука, 1979. – 236 с.

АППАРАТ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Э.В. Габитова, Э.В. Басирова

Научный руководитель: ст. преподаватель Л.Р. Саяпова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

На сегодняшнее время, все более актуальной становится задача поиска методов и способов для восстановления жизненных свойств организма человека. Проблема выматывания организма считается важной биологической

проблемой, представляет большой теоретический интерес и имеет важное практическое значение для деятельности человека в труде и повседневной жизни. В современной физиотерапии имеется большой склад природных и искусственных физических факторов, обладающих выраженной физиологической и терапевтической активностью.

Электротерапия (электролечение) – применение с лечебно-профилактическими и реабилитационными целями электрических токов, электрических и электромагнитных полей различных параметров в непрерывном и импульсном режимах. Это один из самых больших разделов современной аппаратной физиотерапии, который постоянно развивается и совершенствуется вместе с развитием физики, радиоэлектроники, экспериментальной и клинической медицины.

Современный технический прогресс обогатил медицину не только новой электроаппаратурой, но и новыми методами, а также способствовал совершенствованию известных методов электролечения и представлений о механизмах их физиологического и лечебного действия.

В зависимости от вида используемой электрической энергии, режима действия и способа применения выделяют следующие методы электротерапии: основанные на использовании постоянного и импульсного тока, методы использующие переменный электрический ток, а также комбинация постоянного , импульсного и переменного тока.

Методы электротерапии нашли наибольшее применение в лечении самых различных заболеваний. Это обусловлено, прежде всего, тем, что жизнедеятельность различных тканей, органов и отдельных клеток тесно связана с протекающими в них электрическими процессами, которые при их нарушении могут быть восстановлены с помощью внешних воздействий. Воздействие электротерапевтическими токами ведет к улучшению кровообращения, микроциркуляции, обмена веществ, нейрогуморальной

регуляции и нарушенных иммунных процессов, обладает болеутоляющим, сосудорегулирующим и противовоспалительным действием.

В медицине многих стран особо широкое распространение имеет применение импульсных электрических токов, магнитного и электрического поля УВЧ, микроволн, электрофореза, лекарственных веществ и в меньшей степени различные способы магнитотерапии.

На рис. 1 представлена структурная схема аппарата «Электросон».

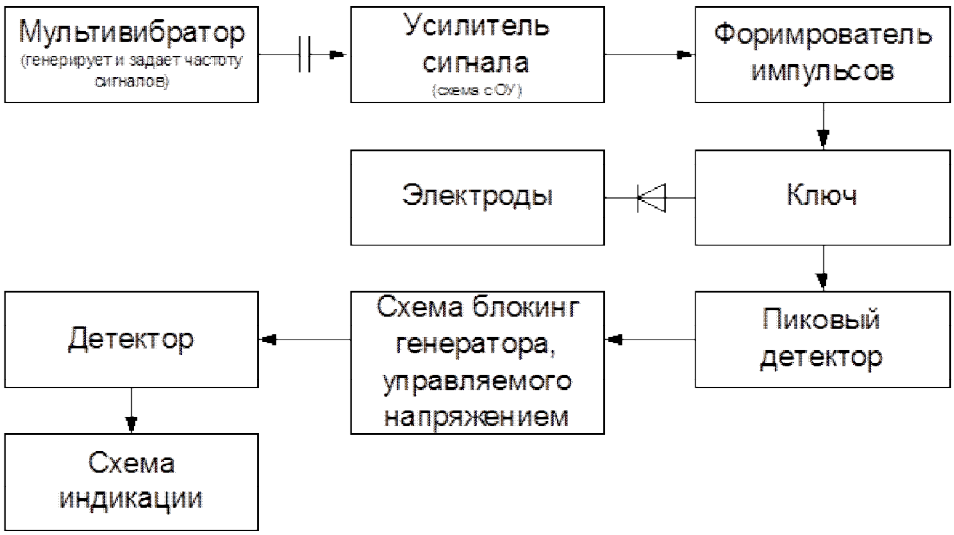


Рис. 1. Структурная схема аппарата электросон

Больного укладывают на деревянную кушетку. К электросонной маске пациента подсоединяются токонесущие провода от двух цепей устройства так чтобы катод и анод первой цепи приходились на перекрестно расположенные веко и сосцевидный отросток пациента. Таким же образов подключатся вторая цепь устройства перекрестно с первой. Чашеобразные электроды маски заполняются ватой, которые смочены хлоридом натрия. Маска одевается на голову пациента так, что на оба закрытых века приходится отрицательная полярность, а на оба - сосцевидных отростка- положительная полярность от двух независимых цепей устройства.

При электросне воздействие на головной мозг осуществляется через электроды, наложенные на закрытые глаза и сосцевидные отростки височных

костей, импульсным током прямоугольной формы при длительности импульсов порядка 0,2-0,5 мс и частоте повторения, регулируемой в пределах от 1-5 до 80-100 имп/с. Частота импульсов подбирается для каждого больного индивидуально, а ток устанавливается таким, чтобы ощущение от его прохождения (постукивание, вибрация или легкое давление в глубине глазницы) не достигало беспокоящей больного интенсивности.

На рис. 1 представлена структурная схема аппарата. *Генератор импульсов* представляет собой *мультивибратор***.** (В основе таких мультивибраторов лежит компаратор, работающий как автоколебательный ключ, переключающийся между уровнями насыщения выходного напряжения). Со ступенчатой и плавной регулировкой в пределах соответствующей ступени. Для повышения мощности импульсов и согласования выхода генератора с сопротивлением нагрузки используется *усилитель мощности* сигнала. *Формирователь импульсов***.** В цифровых системах представляют последовательностью чисел в двоичном коде. Таким образом цифровой ток преобразовывается в импульсную последовательность с заданными параметрами. Такие преобразования принято называть цифро-импульсными или ЦИ-преобразованиями, а устройства, выполняющие эти преобразования, – цифро-импульсными преобразователями. Его можно рассматривать как программируемый делитель частоты следования тактовых импульсов, формируемых генератором микро-ЭВМ или автономным генератором. То есть создаются практически прямоугольные импульсы длительностью 0,5 мс. Прямоугольные импульсы усиливаются выходным усилителем.

С нагрузки выходного усилителя- на импульсное напряжение через разделительный конденсатор подается на выходное гнездо «Пациент». В цепь выходного тока включен резистор. Падение напряжения на этом резисторе, пропорциональное амплитуде импульсов тока, подается в блок измерителя. Измеритель представляет собой *пиковый детектор*, напряжение которого

модулирует по амплитуде колебания автогенератора. После усиления высокочастотные колебания детектируются, и постоянная составляющая, пропорциональная амплитуде импульсов в цепи пациента, измеряется миллиамперметром. И наконец в заключении индикатор показывает пиковое значение протекающего тока

Аппарат предназначен для замены фармакологических препаратов анальгетического и седативного действия, при различных стрессовых состояниях, для усиления процессов адаптации, снижения утомляемости, улучшения самочувствия и настроение больного и восстановления общей работоспособности организма человека в производственных и стрессовых условиях. Кроме того, по своим характеристикам электросон достаточно близок к естественному сну. Он также сильно отличается от медикаментозного сна. Очень важно, что данная процедура не дает осложнений и не приводит к интоксикациям.

Исходя из вышесказанного, использование современных технологий позволяет автоматизировать и упростить работу медицинского персонала. Использование ПК для отображения, регистрации и исследования электрических потенциалов коры головного мозга открывает новые возможности для дальнейшей работы специалистов в этой области.

Литература

1. Абдуллин И.Ш. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: учеб. пособие / И.Ш. Абдуллин, Е.А Панкова, Ф.С. Шарифуллин; Казан. гос. технол. ун-т. – Казань: КГТУ, 2011. –106 с.

2. Ветшева М.С Современные возможности терапии ситуационных нарушений сна / М.С Ветшева // Вестник интенсивной терапии. – 2007. – № 2. – С. 56-61.

3. Ушаков А.А. // Практическая физиотерапия. – 2009.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ИНЪЕКЦИОННОЙ ИГЛЫ С ЦЕЛЬЮ ПОВЫШЕНИЯ СТЕРИЛЬНОСТИ ИНЪЕКЦИЙ

Э.И. Кузин, А.Н. Юрова

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В настоящее время одной из важнейших проблем в практической медицине является предупреждение случаев заражения других людей через шприцы и иглы [1, 2].

Изобретение относится к медицинской промышленности и может быть использовано в практической медицине для внутримышечных инъекций лекарственных средств. Технический результат - атравматичность и несложность конструкции иглы одноразового пользования, годной для многоразовых шприцев, при исключении попадания крови больного в шприц. Игла выполнена из сплошного стержня, в котором канал для прохождения лекарств образован продольным U-образным пазом вдоль стержня и пленкой из полимерного материала. Способ изготовления такой иглы включает в себя формирование U-образного профиля и после стерилизации покрытие эластичной пленкой. Игла состоит из трубки, адаптера, втулки и обратного клапана, выполненного, например, в виде эластичной мембраны или эластичной ниппельной трубки и закрепленных на втулке.

Лекарство в шприц набирают известной иглой, затем ее заменяют на иглу-прототип, в которой после вкалывания от повышения давления клапан открывается, и лекарство истекает внутримышечно. После этого давление

снижается и клапан закрывается, предотвращая попадание обратно в иглу и шприц содержимого из ранки больного.

На иглу наносят нижнее покрытие, включающее функционализированный винилом органополисилоксан, отверждают нижнее покрытие, наносят верхнее покрытие, включающее полидиметилсилоксан, при этом нижнее покрытие связывается с верхним [3].

Литература

1. Многоразовые иглы. Электронный ресурс. Режим доступа: http://www.matrix-ekb.ru/index.php/reusableneedles

2. Современные медицинские материалы. Электронный ресурс. Режим доступа: http://med-igly.ru

3. Патент на изобретение №2526164. Покрытия для хирургических игл и способы их нанесения / Морер Р., Бар С.Н., Хинрихс Э., Уилкес Т., Хэмилтон М. 2009.

ВИДЫ ШОВНОГО МАТЕРИАЛА В ХИРУРГИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

А.И. Гордеева

Научный руководитель: ассистент В.Г. Ноздрачев

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Хирургическая стоматология представляет собой огромное количество различных манипуляций, успех которых зависит не только от навыков врача, но и правильно подобранного расходного материала. Большинство операций

завершаются наложением швов, поэтому хирург должен уметь грамотно подбирать шовную нить с учетом локализации вмешательства, аллергоанамнеза пациента и других факторов, влияющих на биосовместимость. Шовные материалы применяются уже несколько тысячелетий. Первое упоминание о шовном материале найдено за 2000 лет до нашей эры в китайском трактате о медицине. Упоминался кишечный и кожный швы с использованием нитей растительного происхождения. В древние времена для швов использовали различные материалы: волос лошади, хлопок, лоскуты кожи, волокна деревьев и животные сухожилия. Благодаря современным достижениям науки хирурги имеют большой выбор шовного материала не только растительного или животного происхождения, но и на синтетической основе. [1]

Существует несколько признаков, по которым делят шовные материалы. По способности к биодеструкции:

1) Рассасывающиеся: кетгут, коллаген, материалы на основе целлюлозы (окцелон, кацелон), материалы на основе полигликолидов (полисорб, викрил, дексон, максон), полидиоксанон, полиуретан.

2) Медленно рассасывающиеся: шелк, полиамид (капрон).

3)Нерассасывающиеся: полиэфиры (лавсан, суржидак, мерсилен, этибонд), полиолефины (суржипро, пролен, полипропилен, суржилен), фторполимеры, металлическая проволока, металлические скобки.

По структуре нити:

1) Мононить (монофиламентная) в сечении представляет единую структуру с абсолютно гладкой поверхностью.

2) Полинить (многофиламентная) в сечении состоит из множества нитей: – крученая нить изготавливается путем скручивания нескольких филамент по оси; – плетеная нить получается путем плетения многих филамент по типу каната; – комплексная нить – это плетеная нить, пропитанная и(или) покрытая полимерными материалами. [2]

Идеальный шовный материал, по мнению Postlethwait (1971), Varma и соавт. (1974) и Ethicon (1985), должен обладать следующими характеристиками:

1. Гибкость (для облегчения формирования узлов).

2. Стабильность узлов.

3. Возможность стерилизации.

4. Достаточная эластичность.

5. Неаллергенность.

6. Достаточная прочность при растяжении, необходимая для заживления раны.

7. Химически биодеградируемый материал для предотвращения его фагоцитоза как инородного тела. За исключением покрытого викрила ни один из шовных материалов, известных в настоящее время, не удовлетворяет всем критериям. [3]

Хирургический кетгут простой. Изготавливается из коллагена здоровых млекопитающих. Резорбируется ферментами за 70 дней. Прочность на разрыв наименьшая. Реакция тканей на материал средняя. Прочность узла на разрыв максимальная. Быстрое заживление слизистой оболочки. Не нужно удалять шов. Рассасывающийся материал: нельзя использовать с чрезмерным сближением мягких тканей с натяжением. Нельзя использовать пациентов с излишней чувствительностью или аллергией на коллаген или хром.

Хирургический кетгут хромированный. Изготавливается из коллагена здоровых млекопитающих, обработанный солями хрома. Разрушается ферментами за 90 дней. Прочность на разрыв наименьшая. Реакция тканей средняя, но меньше, чем у простого кетгута. Прочность узла на разрыв максимальная. Показания аналогичные, что и у простого кетгута.

Покрытый викрил (полиглактин 910) плетеный покрытый. Изготавливается из молочной и гликолевой кислот, покрытый полиглактином

370 и стеаратом кальция. Гидролизуется за 56-70 дней. Прочность на разрыв высокая. Реакция тканей легкая. Прочность узла на разрыв средняя. Применяется при субэпителиальных швах, на слизистой оболочке, лигирование сосудов, все основные виды ран.

Дексон (полигликолиевая кислота) плетеный покрытый. Мономер гликолиевой кислоты, покрытый полаксамером 188. Разрушается медленным гидролизом за 60-90 дней. Прочность на разрыв высокая. Реакция тканей легкая. Прочность узла на разрыв средняя. Применяется при субэпителиальных швах, на слизистой оболочке, лигирование сосудов. Прост в применении.

PDS (полидиоксанон) мононить плетеный. Изготавливается из полимера полиэстера. Разрушается в результате медленного гидролиза за 180-210 дней. Максимальная прочность на разрыв. Реакция тканей незначительная. Прочность узла на разрыв средняя. Применяется при наложении резорбируемых швов с более продолжительной поддержкой краев раны.

Хирургический шелк мононить плетеный. Натуральное протеиновое волокно необработанного шелка, покрытое силиконом или воском. Полностью резорбируется после 2 лет. Слабая прочность на разрыв. Реакция тканей средняя. Прочность узла минимальная. Используется на слизистых. Нельзя применять у пациентов с чувствительностью или аллергией на шелк.

Нейлон (Duralon) мононить. Длинная цепь алифатического полимера нейлона 6 или нейлона 6,6. Разрушается со скоростью 15-20% в год. Высокая прочность на разрыв. Реакция тканей чрезвычайно низкая. Прочность узла средняя. Применяется на коже.

Нейлон плетеный изготавливают из полимера пропилена. Аналогичен по характеристикам мононити, применяется, в том числе, и на слизистых оболочках [4].

Полиэстер плетеный. Изготавливается соответственно из полиэстера, так же полиэтилена, терэфталата, покрытый полибутилатом. Не резорбируется.

Высокая прочность на разрыв. Реакция тканей минимальная. Высокая прочность узла на разрыв. Применяется в пластической хирургии.

Пролен (полипропилен) мононить. Изготовлен из полимера. Не резорбируется. Высокая прочность на разрыв. Реакция тканей минимальная, кратковременная острая. Средняя прочность узла. Так же применяется в пластической хирургии.

Gore-tex мононить. Изготавливается из растянутого политетрафторэтилена. Не резорбируется. Высокая прочность на разрыв. Реакция тканей чрезвычайно низкая. Средняя прочность узла. Применяется для сопоставления всех типов мягких тканей.

Монокрил (полиглекапрон 25) мононить. Изготавливается из полиглекапрона 25, полимер гликолевой и капроно-молочной кислот. Гидролизуется за 90-120 дней. Максимальная прочность на разрыв, минимальная реакция тканей. Высокая прочность узла. Нельзя применять при сопоставлении тканей с натяжением. [5]

Таким образом, разнообразие материалов позволяет добиться наилучших результатов с минимальным риском развития осложнений.

Литература

1. Акентьева Т.Н., Кудрявцева Ю.А. Аспекты выбора и модификации хирургического шовного материала // Медицина в Кузбассе. – 2014. – Т. 13. – № 2. – С. 3-7.

2. Бонцевич Д.Н. Хирургический шовный материал. - М.: Интеграция, 2005. – 118 с.

3. Атлас косметической и реконструктивной хирургии пародонта / Э. С. Коэн; пер. с англ. / под общ. ред. О. О. Янушевича. – М.: Практическая медицина, 2011. – 512 е.

4. Пластическая и эстетическая хирургия в пародонтологии и имплантологии. Микрохирургический подход [Текст] / Отто Цур, Марк Хюрцеллер ; при поддержке Бербель Хюрцелер и Штефана Ребеле ; пер. Анастасия Никифорова [и др.] ; науч. ред. пер. Михаил Ломакин и Кристина Бадалян. - Москва [и др.] : Азбука, 2014. - XIII, [1], 847, [2] с.

5. Буянов В.М., Егиев В.Н., Удотов О.А. Хирургический шов. – М.: Антис, 2000. – 92 с.

ОТОРИНОСКОПИЧЕСКИЙ МИНИРОБОТ

С.А. Хворостов[1], М.К. Седанкин[2], Н.А. Дмитриева[2]

Научный руководитель: к.т.н. М.К. Седанкин

[1]НПО «Экомед», г. Москва

[2]Главный научно-исследовательский испытательный центр робототехники, г. Москва

В течение предстоящих 10 лет прогнозируется бурное развитие робототехники. Роботизация является как одно из магистральных направлений развития экономик индустриальных стран. Важное место отводится медицинским роботам, основное назначение которых – повышение эффективности и качества оказания медицинской помощи для минимизации влияния человека [1-4]. Для комплексного оснащения узкопрофильных специалистов медицинскими изделиями нужного вида и качества целесообразнее использовать ЛОР-комбайны. Современные ЛОР–комбайны – это многофункциональные отоларингологические установки, которые позволяют производить комплексное обследование ЛОР-органов и обеспечить врачу комфортные условия для проведения эффективной работы в условиях

одного помещения [5]. Для повышения эффективности медицинской помощи пациентам с ЛОР-заболеваниями предлагается использовать оториноскопический миниатюрный робот-комбайн, представленный на рис. 1. Однако, доступность таких услуг весьма ограничена рядом факторов: ЛОР-комбайны – это стационарные (неавтономные) дорогостоящие конструкции с высоким энергопотреблением и дорогим техобслуживанием (отсутствует возможность их применения вне клинических условий; для полноценной эксплуатации необходима высокая квалификация персонала; вынесенная камера даёт возможность только монокулярного видения из-за малого угла обзора (раскрыва изображения).

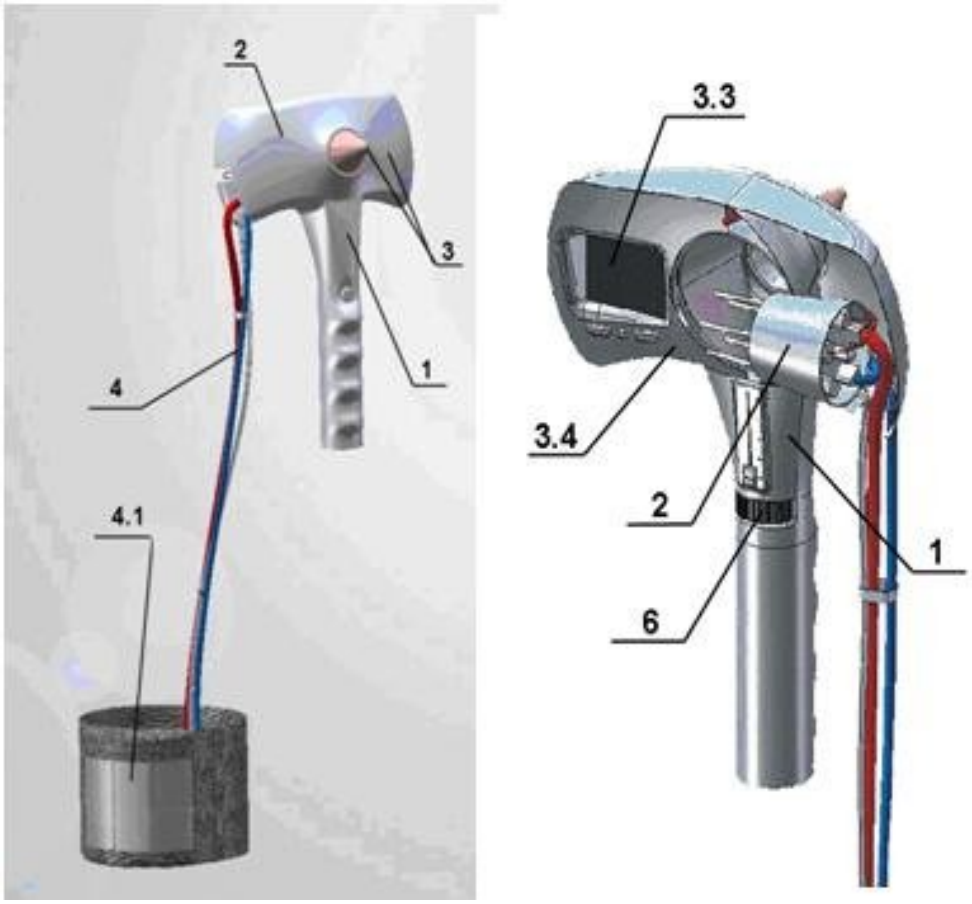


Рис. 1. Структура оториноскопического минироботa: 1 – блок выбора инструмента; 2 – веерная или роторная кассета с инструментом; 3- микросъёмник изображения; 3.3 – монитор; 3.4 – пристяжная кассета с монитором; 4 – пневмогидравлические магистрали; 4.1 – бокс для размещения на предплечье; 6 – регулятор цвета

В результате исследований закончена разработка пневмо-гидравлической системы автономного оториноскопического миниатюрного робота-комбайна. Получены новые технические решения, позволяющие создать совместимые с пневмо-гидравлической системой устройства: дистальный микросъёмник изображения, роботизированные инструменты (3 кассеты по 5 шт, в т.ч. высоковольтные, механические, пневмо-гидравлические), всецветный (хромоскопический) осветитель для идентификации ранее недиагностируемых видов патологии. Определены энерго-кинематические решения, позволяющие достичь полной энергетической автономии с одновременным снижением квалитета обслуживания до фельдшера ФАП. Робот управляется встроенным многопроцессорным контроллером. По различным техническим и эксплуатационным параметрам превосходит зарубежные стационарные оториноскопические комбайны, является мобильным и автономным устройством с существенно меньшей стоимостью закупки и использования. Автономный оториноскопический миниробот совмещает в себе следующие технические устройства:

– пристяжные съёмные кассеты с роботизированным инструментом, не допускающим ошибок моторики рук пользователя, оставляя ему лишь задачу прицеливания при микроманипуляциях;

– микросъёмник изображения с углом обзора $\pm 35^{o}$ по обеим осям от дистального торца сменной воронки и передачей изображения на внешний монитор ПК, либо на монитор в пристяжной съёмной кассете (широкий угол обзора даёт пользователю возможность бинокулярного восприятия зоны осмотра);

– автономная пневмо-гидравлическая система, обеспечивающая все режимы пневмоотоскопии и массажа перепонки;

– универсальная ручка питания со встроенным токорегулятором и микропроцессором для одновременной генерации многотоковых режимов;

– всецветный осветитель, с электронным выделением и интеграцией заданных монохромных и полихромных цветов, для выявления патологии по глубинным слоям слизистой методами хромоскопии.

Каждая пристяжная кассета минироботa содержит узел коммутации пневмо-гидравлических, высоковольтных электрических и механических трактов, 5 различных роботизированных манипуляторов. Каждый роботизированный инструмент состоит из инвертора движения, содержащего механизм – преобразователь движения, специфический для каждого типа инструмента. Применение роботизированного инструмента позволяет оставить зависимым от человека только его выдвижение в точку позиционирования и прицеливания, и не зависеть от ошибок моторики рук при выполнении манипуляций острым или высоковольтным инструментом по нелинейным траекториям. Микросъёмник изображения с дистального торца внешней сменной воронки отличается малым объективом (ø0,6 мм), не противоречащим выдвигаемым инструментам, в т.ч. крупногабаритным пневмо-гидравлическим манипуляторам. Освещение зоны наблюдения осуществляется световолоконным нерегулярным жгутом кольцевой апертуры, фланец которого размещён на торце оптической головки. Микросъёмник изображения жёстко размещён во внутренней съёмной воронке, что позволяет его легко снять и осуществлять наблюдение визуально. Применение монитора в пристяжной съёмной кассете позволяет наблюдать зону манипулирования со значительным увеличением (до 15 крат) без внешних мониторов. Размещение камеры (ø0,6 мм) на торце съёмной воронки позволяет получить сектор обзора (раскрыва) изображения ±35° по обеим осям, что обеспечивает бинокулярное восприятие. Автономная пневмо-гидравлическая система состоит из многоскоростного пневмогидравлического реверсного насоса, способного создавать импульс повышенной тяги, клапанных устройств и ёмкостей для промывочной жидкости и загрязнённой пульпы. Размещается в мягком боксе регулируемого

размера для оптимального размещения на предплечье при любых анатомических особенностях пользователя. Способна осуществлять пневмоотоскопию и пневмомассаж в любых режимах. Универсальная ручка питания содержит встроенный микропроцессор, позволяющий при постоянном напряжении аккумулятора 2,5 В одновременно генерировать различные напряжения и токи с любыми огибающими, необходимыми для питания и управления узлами робота, обработки видеосигнала, электромеханических приводов, высоковольтных манипуляторов и др. Ручка даёт возможность устанавливать различные оптические головки за счёт унифицированного узла крепления. Всецветный осветитель с электронным регулированием цвета позволяет выделять заданные монохромные и интегрировать полихромные цвета с нормированной мощностью света в каждом случае для целей ранней диагностики по состоянию различных подслоёв слизистой методами хромоскопии. Для проникновения в слуховой канал на наибольшую глубину и использования ОРК при лечении детей, учитывая конусность внешней съёмной воронки, необходимо обеспечить работоспособность конструкции при диаметре её дистального отверстия не более 3-4 мм. В это отверстие необходимо доставить свет. Через это отверстие необходимо снять изображение слухового канала с глубиной осмотровой зоны до 26 мм от торца воронки. Через это же отверстие необходимо манипулировать инструментами (механическими, пневмогидравлическими и высоковольтными), из которых пневмогидравлические являются наибольшими по габаритам и перекрывают зону освещения и обзор. Оториноскопический миниробот может использоваться полнокомплектно, т.е. с эфирным выводом увеличенного изображения на пристяжной монитор (15 крат) и пристёгнутой кассетой с роботизированным инструментом. Может применяться отдельно с пристёгнутой кассетой с роботизированным инструментом (без пристяжного монитора) и выводом изображения на монитор или отдельно с пристёгнутым

монитором (без кассеты с роботизированным инструментом) и ручной работой обычным инструментом оториноларинголога.

Совокупность характеристик автономного минироботa значительно расширяет сферу доступности качественной медицинской помощи, существенно улучшает качество жизни граждан и создаёт потенциал для высокотехнологичного экспорта. Продолжение и завершение разработки требует внешнего инвестирования.

Литература

1. Основные направления создания и развития медицинской робототехники в интересах медицинской службы вооруженных сил РФ / Солдатов. Е. А. [и др.] // Известия ЮФУ. Технические науки. 2016. № 2. С. 230-240.

2. Martel S. Beyond imaging: macro- and microscale medical robots actuated by clinical MRI scanners // Science robotics. 2017. V2. №2. P. 5-6.

3. Jing Y., Yongliang Y., Seiffert-Sinha K. Multi-layer coated nanorobot end-effector for efficient drug delivery // IEEE International conference on nanotechnology. 2016. № 16. P. 511-5144.

4. Motion compensated controlled for a tendon-sheath-driven flexible endoscopicrobot / Wenjun X. [et al.] // International journal of medical robotics and computer assisted surgery. 2017. V. 13. № 1. P. 98-112

5. ЛОР-комбайн UE-3000 Medstar http://pmkmed.ru/catalog/ent-combines/ent-combine-ue-3000-medstar-full-version/[Электронный ресурс]-Дата обращения: 11.11.2011.

ПРЕДИКТОРЫ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ РИСКОВ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СИСТЕМНЫХ РИТМОВ ДЛЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОВ ЧЕТВЕРТОГО ПОКОЛЕНИЯ

Д.С. Кондрашов, Д.Ю. Савинов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.А. Филист

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Для новых диагностических систем, базирующихся на новых методах сбора, обработки и изображения ЭКГ-сигнала, используется понятие электрокардиографии 3-го и 4-го поколения, в отличии от электрокардиографов 1-го и 2-го поколения, которые относятся к классическим. Эти современные ЭКГ–системы являются отражением достигнутых больших успехов методов математического описания и обработки измеренных данных с использованием в анализе более сложных и содержательных характеристик и параметров, новым графическим представлением полученных результатов.

Так как прогнозирование состояния сердечно-сосудистой системы осуществляется только по электрокардиосигналу, то возникает необходимость более полно использовать тот объём информации, которую несет этот сигнал. Увеличить объём информации, связанной с электрокардиосигналом, можно путем его структурирования на быстрые и медленные волны, то есть выделить из него те составляющие, которые модулируют наблюдаемые процессы (кардиоциклы электрокардиосигнала).

При классификации функционального состояния живых систем определенному классу функционального состояния ставится некоторый набор информативных признаков, который получают в результате исследования системы. Одним из источников информации для получения вектора

информативных признаков являются системные ритмы [1]. Главной характеристикой системных ритмов, является их стабильность или вариабельность характеристик системных ритмов во времени или пространстве. В качестве таких характеристик рассматриваются основные гармоники системного ритма.

Для выделения системных ритмов предложена трех потоковая модель. Первый поток основывается из недемодулированного сигнала. Второй поток предикторов функционального состояния ССС формируется из амплитудно демодулированного ЭКС. Для формирования третьего потока осуществляется частотная демодуляция ЭКС.

Каждый поток выражается временным рядом, элементом которого являлся максимальный отсчет оконного амплитудного спектра Фурье, определенный в окрестности частоты интереса. В данном случае частоты интереса составляли 0,05, 0,1 и 0,2 Гц, что и соответствует трем потокам. Амплитудный спектр Фурье определялся в скользящем окне. Таким образом, вариационный ряд содержал столько элементов, сколько имелось координат скользящего окна. В работе использовалось окно в 10000 отсчетов, которое смещалось с шагом в один отсчет. Для формирования временных рядов использовались исходные сигналы ЭКГ здоровых и больных людей, заимствованные с сайта physionet.org.

Вариационный ряд создаётся посредством цикла, в котором заданное окно *N1* смещается вправо на один отчет, при этом в каждом окне шириной *N1* вычисляется спектр Фурье, определяется максимальная амплитуда гармоники в окрестностях частоты интереса и результат записывается в массив, соответствующий формируемому потоку.

Для примера были взяты сигналы ЭКГ для пациента с заболеванием апноэ в состоянии нормы и обострениями. ЭКГ больного с такой патологией является характерным примером рассинхронизации системных ритмов. На рис.

1а представлен поток для амплитудно детектированного сигнала. На рис. 1б представлены амплитудно-частотные характеристики этого потока для пациента больного апноэ в состоянии ремиссии.

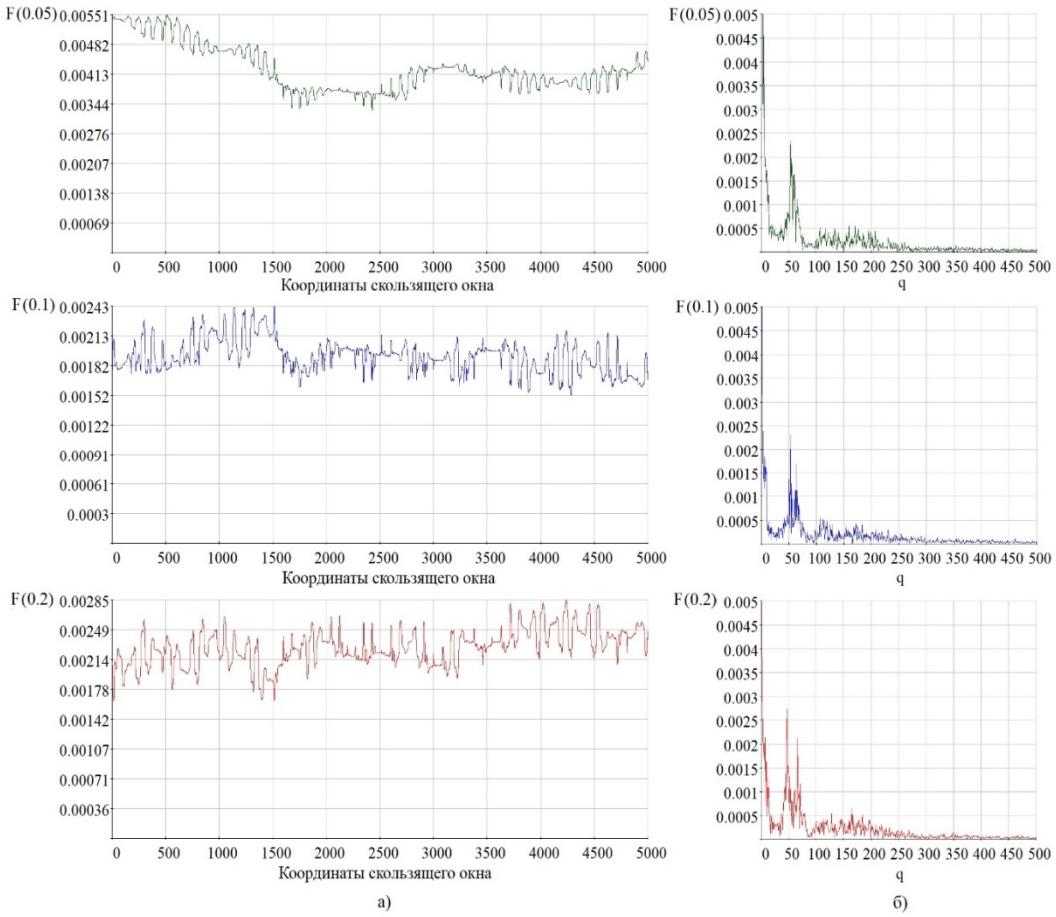


Рис. 1. Трех потоковая модель электрокардиосигнала:

а) Поток вариационных рядов для ЭКС, после амплитудного детектора (второй поток), для частот (сверху вниз) 0,05 Гц, 0,1 Гц и 0,2 Гц для пациента в состоянии ремиссии; б) Амплитудно-частотные характеристики вариационных рядов второго потока для пациента больного апноэ в состоянии ремиссии

Для трех потоков получаем девять информативных признаков: P_{11}, P_{12}, P_{13}, P_{21}, P_{22}, P_{23}, P_{31}, P_{32}, P_{33}, где первый индекс определяет поток (вид модуляции), а второй – гармонику интереса.

Анализ графиков, пример которых показан на рис. 1б, показал, что в каждой частоте интереса спектр Фурье сосредоточен в достаточно узком

диапазоне и концентрируются в окрестности пятидесятого отсчета, что при исходных параметрах вычисления спектра соответствует частотам 0,5…1 Гц.

Для выделения информативных признаков на частоте интереса определяем энергию спектра, сосредоточенную в некотором интервале в окрестности этой частоты. Ширина интервала определялась на основе статистических исследований спектров, аналогов представленных на рис.1б, которые, по существу, характеризуют вариации гармоник интереса в скользящих окнах.

Если a_{ij}^{k} - k-й отсчет амплитудно-частотной характеристики *j*-й гармоники интереса в потоке *i*, то информативный признак определяется согласно формуле

$$P_{ij} = \sum_{k=\phi_{ij}}^{\Phi_{ij}} a_{ij}^{k}\,, \qquad (1)$$

где ϕ_{ij} - нижняя граница интервала *j*-й частоты интереса *i*-го потока, Φ_{ij} - верхняя граница интервала *j*-й частоты интереса *i*-го потока.

Исследования показали, что $\Phi_{ij} - \phi_{ij} < 100$ при параметрах анализа системных ритмов ЭКС, перечисленных выше.

Таким образом, предложенная трех потоковая модель выделения системных ритмов позволяет получить дополнительные информативные признаки, позволяющие построить прогностические решающие модули для электрокардиографов четвертого поколения.

Литература

1. Филист, С.А. Многомерная частотная селекция в задачах анализа медленных волн / С.А. Филист, А.П. Белобров, А.А. Кузьмин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. – № 2. – С. 4-10.

ГИСТОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕНЕНИЯ СЕМЕННИКОВ ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ

А.А. Чеканова, М.С. Краснова

Научные руководители: к.м.н., доцент О.В. Злобина

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Введение. На фоне технического прогресса у современного человека меняется ритм жизни, что может послужить причиной различных нарушений в организме[1]. В первую очередь это затрагивает циркадианные ритмы, ведь известно, что большинство процессов в организме являются циклическими, перестройка которых является мощным стрессорным фактором. При рассогласовании суточных ритмов, вследствие изменения светового режима, развивается состояние десинхроноза, в результате чего происходят нарушения в функционировании как в отдельных системах органов, так и в организме в целом, большие изменения претерпевает и репродуктивная система, так как она является наиболее лабильной.

В настоящее время в результате расстройства фертильной функции возникают проблемы социально-демографического характера. Установлено, что 20-30% случаев бесплодия целиком зависят от нарушения репродуктивной функции у мужчин.

Цель: изучить влияния светового десинхроноза на морфофункциональное состояние семенников и сперматогенеза белых крыс-самцов.

Материалы и методы: Эксперимент был проведен на базе научно-исследовательской лаборатории кафедры гистологии, в соответствии с

Женевской конвенцией и Хельсинкской декларацией о гуманном отношении к животным, а также после разрешения этической комиссии[2].

Объектами биологического изучения были белые беспородные крысы-самцы массой тела 200-250 грамм. Животные были разделены на 3 равных групп по 12 особей: контрольную, находящуюся в условиях естественного освещения, и 2 опытных, в которых животные подвергались световой депривации в течение 10 и 21 суток. Животные подвергались изменению суточных ритмов, за счет действия искусственного освещения 18 часов, а длина темного время суток соответственно составляла 6 часов.

Из эксперимента крысы были выведены на 10, 21 сутки светового десинхроноза путем передозировки препаратов для наркоза.

Обработку полученных данных производили с использованием пакета прикладных статистических программ «STATISTICA 10».

Необходимо отметить, что модель 18:6 является аналогом современной жизни почти каждого человека, поскольку неуклонный прогресс привел к использованию светодиодных технологий и вытеснил из применения традиционные источники освещения. Однако, использование искусственного освещения в ночное время удлиняет световой период, что пагубно влияет на функционирование различных систем органов[4].

Результаты. В ходе анализа гистологических срезов семенников была установлена тенденция к уменьшению исследуемых показателей, что свидетельствовало о снижении интенсивности сперматогенеза.

На 10 сутки в опытной группе наблюдалось достоверное снижение таких показателей, как диаметр и площадь поперечного сечения извитого семенного канальца (ИСК), количество сперматид, толщины сперматогенного слоя и незначительное уменьшение клеток Лейдига, в то время, как клетки Сертоли достоверно увеличились. Стоит отметить, что количество сперматогоний незначительно возросло.

На 21 сутки эксперимента все показатели имели тенденцию к резкому спаду, кроме клеток Сертоли, количество которых увеличилось. Однако снижение показателей относительно 10 суток было в большем процентном соотношении.

Обсуждение. Нарушение циркадианных ритмов, индуцирующее развитие выраженных структурно-функциональных изменений в семенниках, а также расстройства процесса сперматогенеза, находятся под контролем гипоталамо-гипофизарной системы, при дисфункции которой возникает дисбаланс синтеза релизинг-факторов и как содействие, угнетается выработка гонадотропных гормонов (ФСГ И ЛГ) передней доли гипофиза [2].

Снижение количества сперматид уже на 10 сутках говорит о том, что они отражают начальные признаки снижения активности процесса сперматогенеза в семенниках крыс [4, 5]. Стоит обратить внимание, что на 10 сутки в отличие от 21 не происходило уменьшение сперматогоний, это объясняется тем, что данное нарушение циркадианных ритмов при воздействии стрессорных факторов относительно непродолжительное количество времени, является менее пагубным для организма, после которого процесс восстановления будет достаточно скорым.

В ходе эксперимента также было выявлено увеличение клеток Сертоли к 21 суткам, что может объясняться компенсаторной функцией организма. Ведь количество интерстициальных клеток, секретирующих тестостерон (главный активатор сперматогенеза) уменьшилось.

Вывод. Значительные морфологические изменения в строении органов репродуктивной системы самцов белых крыс в условиях эксперимента, свидетельствовали о существенном воздействии светового десинхроноза как на репродуктивную, так и эндокринную системы [5]. Наиболее значимые результаты были получены на 21 сутки эксперимента, что может

подтвердить пагубное влияние любого изменения циркадианных ритмов, даже если на начальных этапах стрессорные факторы приводят к незначительным изменениям.

Литература

1. Антонова В.М., Злобина О.В., Иванов А.Н., Бугаева И.О., Захарова Н.Б., Пучиньян Д.М. Морфофункциональное состояние почек в стадию структурных нарушений светового десинхроноза в эксперименте // Современные проблемы науки и образования. 2017. № 1

2. Стадников А.А. Морфофункциональная характеристика гипоталамо-гипофизарно-гонадной системы крыс-самцов в условиях эмоционально-болевого стресса (ЭБС) / А.А. Стадников, Н.Н. Шевлюк // Морфология. 1996. Т. 110, №5. С. 38-42.

3. Злобина О.В. Влияние светового десинхроноза на поведенческие реакции у крыс-самцов / О.В. Злобина, О.Н. Антипова, А.А. Рубизова, Д.Р. Жданова, Х.Ш. Межидов // Научный форум: Медицина, биология и химия: сб. ст. по материалам VIII междунар. науч.-практ. конф. – № 6(8). – М., Изд. «МЦНО», 2017. – С. 72-78.

4. Злобина О.В., Слюсаренко Ю.А., Усольцева Е.Д. Морфофункциональное состояние яичек под влиянием светового десинхроноза в эксперименте // Актуальные вопросы научных исследований , 2017.– С. 52-54.

5. Злобина О.В., Багаева И.О., Пахомий С.С., Иванов А.Н., Слюсаренко Ю.А., Усольцева Е.Д. Морфологическая оценка функциональных изменений семенников под вличнием светового десинхроноза в эксперимент // Вестник новых медицинских технологий. – 2018. – № 5.

ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ ГЛАЗ

Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова, Н.Р. Хисамутдинова
Научный руководитель: ст. преподаватель Л.Р. Саяпова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

В комплексном лечении заболеваний глаза широко используются консервативные методы физиотерапии. Физиотерапия включает в себя несколько видов воздействия: ионофорез, диадинамофорез, электростимуляция, светолечение. Вид лечения же подбирается специалистом в зависимости от индивидуальных характеристик пациента.

Рассмотрим подробнее каждый из методов воздействия.

Применение различных видов электрического тока лежит в основе электротерапии. В практике лечения глазных заболеваний применяют постоянные токи низкого напряжения (гальванические токи), импульсные токи (диадинамические токи и электростимуляция), электрические поля высокого напряжения (УВЧ-воздействие), переменным магнитным полем (низкочастотная магнитотерапия) и электрорефлексотерапия. Однако при наличии широкого спектра воздействий, одним из наиболее эффективных методов является лекарственный электрофорез (ионофорез).

Данный метод сочетает в себе физические и химические локальные воздействия тока и лекарственного препарата, которые вводятся из водного раствора током. Ткани имеют электрическое сопротивление, зависящее от электропроводности. В глазном яблоке наибольшей электропроводностью обладает внутриглазная жидкость. Глазное веко имеет наименьшую

электропроводность. Для преодоления мест с наименьшей электропроводностью затрачивается значительная энергия тока, что приводит к возникновению гальванических реакций тканей, сопровождающихся значительным образованием тепла, перераспределением ионов в клеточном и межклеточном веществе, изменением pH среды, образованием активных веществ, к активации ферментов и обменных процессов. Всё это вызывает значительную местную активацию кровообращения, гиперемию тканей, ощущение жжения в месте воздействия электродов.

В следствии такого воздействия усиливаются лимфообращение, кровообращение, также повышается резорбционная способность тканей, улучшается секреторная функция желез, повышается проницаемость гематофизического барьера

Следующим методом воздействия на глаз является диадинамофорез-сочетанный физиотерапию с введением лекарства током, частой 50 и 100 Гц. Особенностью такого метода является блокировка чувствительных нервных окончаний диадинамическими токами и последующим уменьшение болевого болевой чувствительности, рассасывание отеков, кровоизлияний. Применяют метод при кератитах различной этиологии, особенно сопровождающихся болевым синдромом; дистрофических и нейротрофических процессах в роговице.

Для диадинамотерапии применяют малые локальные двухполюсные электроды и пластинчатые электроды. Обычно активный электрод (катод) располагают в проекции места выхода надглазничного нерва на коже лба над бровью или подглазничного нерва (кожа нижнего орбитального края). Второй электрод располагают в височной области, у наружного угла глазной щели. Сила тока составляет 1,0-1,5 мА, продолжительность процедуры – 6-8 мин. На активном электроде размещают прокладку из гидрофильной ткани, смоченной раствором новокаина или изотонического раствора. Во время процедуры больной ощущает вибрацию или лёгкое покалывание. При наличии пластинчатых

электродов один накладывают на кожу сомкнутых век над глазным яблоком, другой – на кожу височной области. Сила тока при этом составляет 0.2-0.5 мА, длительность процедуры – 3-6 мин.

Следующий метод – электростимуляция-воздействие низкочастотными токами на нервно-мышечный аппарат глаза. Лечебное воздействие электростимуляции обусловлено функциональной индукцией избыточного анаболизма, которая проявляется в активации репаративных процессов внутриклеточной и тканевой регенерации. В результате этих процессов в зрительном нерве и сетчатке восстанавливается работоспособность тех элементов, которые сохраняют жизнеспособность на фоне снижения проводимости нервных импульсов.

Наиболее распространена методика, при которой активный электрод накладывают на верхнее веко пациента поочередно темпорально и назально. Индифферентный электрод с большой контактной поверхностью крепят на предплечье. В целях определения параметров стимулирующего тока по порогам возникновения электрофосфенов определяют силу тока, а по критической частоте снижения и исчезновения электрофосфенов – его частоту. Через активный электрод подают монофазные отрицательные прямоугольные импульсы длительностью 10 мс с частотой следования 5-30 Гц, амплитудой тока 10-800 мкА. Электростимуляцию осуществляют в паттерном режиме (по 4-8 импульсов) при частоте следования паттернов 0,5-20 Гц. На каждое глазное яблоко подают 4-6 серий импульсов продолжительностью 15-45 с, интервал между сериями – 1 мин. Курс лечения 5-10 сеансов, ежедневно. При необходимости через 3-6 мес. лечение можно повторить.

УВЧ-терапия-воздействие на участки кожи импульсным или непрерывным электрическим полем с частотой ультразвуковой частоты. Поле вызывает колебания ионов с той же частотой, вращение дипольных моментов и поляризацию диэлектрических частиц, что приводит к образованию

внутриклеточного тепла. Достоинством УВЧ-излучения считается то, что он свободно проникает через воздушное пространство. Кожу, подкожные отдели и жировую клетчатку и костную ткань.

Светолечение объединяет методы, использующие энергию электромагнитных колебаний светового и близких к нему диапазонов волн, в частности ультрафиолетового, инфракрасного, видимого излучения. В офтальмологии наибольшее распространение получила лазерная терапия

Лазерная терапия-облучение когерентным монохроматическим излучением, получаемым с помощью квантовых генераторов, называемых лазерами.

Электромагнитные колебания, обладающие когерентностью и монохроматичностью, позволяют получить высокую плотность при малой выходной мощности (до 50 мВт). При воздействии лазерного излучения возникает фотодинамический эффект, проявляющийся в активации ядерного аппарата клетки, рибосом, внутриклеточных ферментных систем, цитохромоксидазы, каталазы и др.

Предложены многочисленные аппараты, генерирующие лазерное отлучение в терапевтических дозах, с инструкциями и подробными описаниями методик, утверждённых в Минздраве РФ Время облучения обычно не превышает 5-10 мин, диаметр пятна лазерного излучения составляет 5-15 мм. При облучении используют до 200 мкВт/см плотности потока лазерного излучения.

Исходя из вышесказанного, для лечения заболеваний глаза применяются различные методы воздействия током, светом, магнитным полем и каждый из них обладает своими особенностями, характеристиками, показаниями и противопоказаниями. Углубленное изучение этих методов позволит более эффективно бороться с заболеваниями зрительной системы и в будущем людей от проблемы слабого видения.

Литература

1. С.Э. Аветисова, Е.А. Егорова, Л.К. Мошетовой, В.В. Нероева, Х.П. Тахчиди. Офтальмология. Национальное руководство - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. - 944 с.

2. В.С.Улащик . Электрофорез лекарственных веществ: руководство для специалистов / Национальная академия наук Беларуси, Институт физиологии. - Минск: Беларуская навука, 2010. – 403с.

3. https://zreni.ru (09.10.2018)

ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ АПНОЭ

А.Ф. Саббахова, Э.Р. Кадрачева, Н.Р. Хисамутдинова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Ю.О. Уразбахтина

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Синдромом апноэ сна является патологическое состояние, характеризующееся повторяющимися эпизодами полной или частичной окклюзии верхних дыхательных путей. В основе болезни лежит периодическое прекращение дыхания из-за спадения стенок дыхательных путей на уровне глотки. Дыхательные пути могут спадаться полностью, и тогда развивается апноэ - прекращение воздушного потока длительностью 10 с. У мужчин синдром сонного апноэ обнаруживается чаще, что объясняется высоким стоянием диафрагмы, преимущественно брюшным типом дыхания, особенностями строения гортани и ротоглотки, увеличением массы тела. У женщин этот синдром развивается обычно на фоне менопаузы.

Заболевание проявляется множеством симптомов, по поводу которых больной может обращаться к терапевту, кардиологу, неврологу,

оториноларингологу. Особенную важность синдром апноэ приобретает у пожилых пациентов, из-за высокой распространенности данного заболевания у данной категории лиц, и из-за частых ошибок в его диагностике, когда симптомы СОАС (Синдром обструктивного апноэ сна) интерпретируются как проявления церебрального атеросклероза и ряда других заболеваний. Немаловажной проблемой является неправильное назначение лекарственных препаратов седативного воздействия у пожилых, которые нельзя принимать при СОАС (Синдром обструктивного апноэ сна) и могут спровоцировать инсульты гипертонические кризы, и внезапную смерть во сне.

Апноэ и гипопноэ могут быть обструктивными и центральными. При центральных сонных апноэ отсутствуют дыхательные движения и поток воздуха в области носа и рта. Подобные состояния отмечаются при заболеваниях с нарушением центральных механизмов регуляции дыхания.

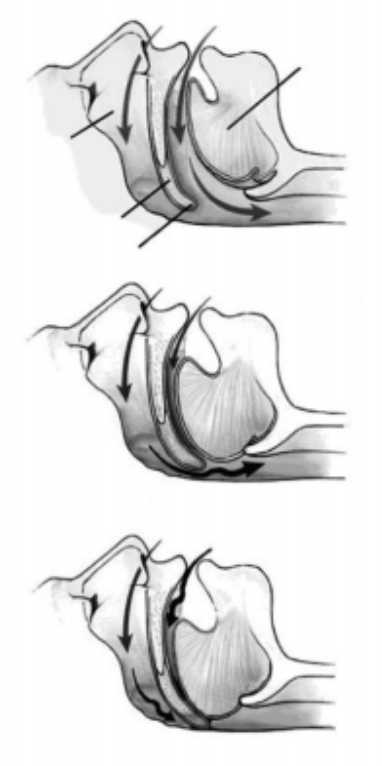


Рис. 1. Частичная и полная обструкция воздушного потока,
приводящая к гипопноэ и апноэ соответственно

При обструктивных апноэ отсутствует поток воздуха через нос и рот, но сохраняется движение грудной клетки. Причиной появления синдрома обструктивного сонного апноэ является анатомическое сужение верхних дыхательных путей, а также чрезмерное расслабление мышц глотки.

Постановка точного диагноза важна и потому, что в настоящее время существуют методы лечения СОАС (синдром обструктивного апноэ сна), к примеру, применение неинвазивной вспомогательной вентиляции легких постоянным положительным давлением во время сна (CPAP-терапия). Данный метод позволяет даже при очень тяжелых формах СОАС значительно улучшить качество жизни человека и предотвратить серьезные осложнения.



Рис. 2. Классификация современных методов диагностики ССА

Из-за большой распространенности синдром сонного апноэ (ССА) требует более достоверных методов диагностики данного заболевания. Во-многих случаях диагноз может быть поставлен на основании клинической

картины, он должен подтверждаться специальными инструментальными методами исследования. В методах традиционной диагностики ССА используют контактные датчики и измеряют ряд параметров.

В своём исследовании Бабак С.Л. описывает преимущества полисомнографии перед кардиореспираторным мониторингом, с помощью полисомнографии можно достоверно установить тип, тяжесть и зону локализации дыхательного расстройства. При этом дополнительно регистрируются:

- Электроэнцефалограмма;
- Электроокулограмма;
- Электромиограмма;
- Звуковые вибрации на уровне шеи

Метод	Регистрируемые показатели	Преимущества	Недостатки
Кардио-респираторный	1. Носовой дыхательный поток; 2. Грудное и брюшное дыхательное усилие; 3. Положение пациента в кровати;	Вероятность определить наличие и тяжесть апноэ, как в стационаре, так и на дому	Большое количество датчиков.
Полисомнография	1. Электромиография – исследование мышечной активности (тонус мышц) 2. Электроэнцефалография – исследование активности головного мозга 3. Запись данных о движении грудной клетки и живота во время дыхания 4. Запись данных о воздушных потоках в ротовой и носовой полости во время дыхания	Полное обследование, Достоверно устанавливает тип, тяжесть и зону локализации дыхательного расстройства	Дорогостоящее оборудование. В стационарных условиях. Большое количество датчиков.
Пульсометрия	Длительная регистрация сатурации и пульса	Простая методика. Малое количество датчиков.	Мониторинговыми пульсоксиметрами оснащены в

		Есть мобильные приборы.	основном только отделения реанимации и интенсивной терапии. Трудно выявить форму апноэ.

Следует признать, что отечественные врачи еще недостаточно информированы о влиянии СОАС (Синдром обструктивного апноэ сна) на здоровье человека и не уделяют существенного внимания его диагностике, что не позволяет им распознавать его и выбирать оптимальную терапию для своих пациентов. Несмотря на то, что сами пациенты не жалуются на остановки дыхания во сне. В этой ситуации даже очевидно тяжелые формы СОАС (Синдром обструктивного апноэ сна) часто остаются не диагностированными, что значительно ухудшает качество и прогноз жизни больных. При обзоре имеющихся методов диагностики апноэ, сделан вывод о необходимости разработки устройства для диагностики апноэ в домашних условиях с возможностью передачи данных медицинскому персоналу и воздействия на пациента.

Литература

1. https://somnolog-pulmonolog.ru/v-pomosch-vrachu/kardiorespiratornoe-monitorirovanie-v-diagnostike-soas/

2. Бузунов Р.В., Ерошина В. А. Зависимость тяжести синдрома обструктивного апноэ во время сна от увеличения массы тела после возникновения у пациентов симптома храпа // Терапевтический архив.- 2004.- №3.- С. 59-62.

3. Вейн А.М. и др. Синдром апноэ во сне и другие расстройства дыхания, связанные со сном: клиника, диагностика, лечение.

4. Ерошина В.А., Бузунов Р.В. Дифференциальная диагностика обструктивного и центрального апноэ сна при полисомнографическом исследовании.

СПОСОБ МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ПОЛИКЛИНИКИ В СРЕДЕ ANYLOGIC

Н.Р. Хисамутдинова, Э.Р. Кадрачева, А.Ф. Саббахова
Научный руководитель: ст. преподаватель Л.Р. Саяпова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Концепция бережливого здравоохранения – сокращение затрат времени медицинского персонала, непосредственно не связанных с помощью пациентам.

Концепция бережливого здравоохранения формировалась в США и странах Западной Европы в конце XX – начале XXI века. Рост среднего возраста населения, расширение соцпакетов, дорогостоящие медтехнологии приводят к росту расходов на здравоохранение, которые приходится компенсировать как средствами государственных бюджетов, так и средствами страховых компаний. Но повышение продолжительности жизни и рост её качества не всегда пропорциональны дополнительным затратам системы здравоохранения. Не до конца решена проблема доступности и качества медицинской помощи.

Обычно понятие «бережливое здравоохранение» связывают с экономическими параметрами, характерными для lean manufacturing и сформулированными еще основоположником «бережливого производства» Тайити Оно [1].

В «бережливом производстве» используются различные методы и подходы, некоторые из которых применимы и в здравоохранении [2]:

- Картирование процессов – формализация и анализ процессов организации, поиск «бутылочных горлышек», слабых мест и проблем. Определение необходимых изменений.
- Система 5S (6S) - метод организации рабочего пространства с целью создания оптимальных условий для выполнения операций, поддержания порядка, чистоты, аккуратности, экономии времени и энергии:
  - Step1 – SEIRI – сортировка, удаление ненужного.
  - Step2 – SEITON – самоорганизация, соблюдение порядка, определение для каждой вещи своего места.
  - Step3 – SEISO – соблюдение чистоты, систематическая уборка.
  - Step4 – SEIKETSU – “стандартизация” процесс.
  - Step5 – SHITSUKE – совершенствование порядка и дисциплина.
  - Step6 - SUKAM - формирование привычки делать то, что указано в предыдущих пунктах
- Всеобщий уход за оборудованием - управление и эффективное техническое обслуживание с целью повышения эффективности работы оборудования. В основе метода лежит повышение эффективности технического обслуживания, планово-предупредительный ремонт, работа по принципу «ноль дефектов» (что малодостижимо для современного высокотехнологичного оборудования, особенно с компьютерным управлением) и систематического устранения всех источников потерь, связанных с оборудованием. В данном случае минимизация потерь, связанных с эксплуатацией оборудования может базироваться на принципах, принятых в гражданской авиации практически во всем мире. Это списки (листы) MEL (Minimum Equipment List), которые составляются персоналом для учета дефектов оборудования.
- Кайдзен - японская философия или практика, в основе которой непрерывное совершенствование процессов производства, разработки и совершенствования вспомогательных бизнес-процессов.

Одним из основополагающих процессов при внедрении бережливых технологий в практическую медицину является картирование процессов, происходящих в подразделениях медучреждений. В настоящее время в методических рекомендациях Министерства здравоохранения РФ «Федеральный проект Бережливая поликлиника». Применение методов бережливого производства в медицинских организациях. Открытие проектов по улучшениям» предлагается картирование проводить используя ручной метод (визуализировать карту потока создания ценностей при помощи цветных стикеров и карандашных рисунков) [3].

Однако, в настоящее время существуют мощные инструменты, позволяющие полностью автоматизировать процесс картирования и моделировать процесс функционирования любого подразделения лечебно-профилактического учреждения. К таким инструментам относится специализированное программное обеспечение AnyLogic. Пакет AnyLogic – российский программный продукт, ориентированный на разработку и исследования имитационных моделей [4].

Имитационное моделирование - разработка компьютерных моделей и постановка экспериментов на них. Существует несколько распространенных подходов к построению имитационных моделей, такие как агрегативные модели, клеточные автоматы. Целью моделирования является изучение действия системы в различных режимах и условиях, что необходимо для принятие обоснованных, целесообразных управленческих решений [5]. Построение модели медицинской организации в данной среде помогает проанализировать риски, изучить функционирование идей до внедрения их в работу организаций, спланировать рабочие процессы кабинетов, отделений, лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) в целом [6].

«Бережливая поликлиника» предполагает последовательность действий, которые можно упростить или автоматизировать. Одними из важных шагов при

внедрении концепции «бережливой поликлиники» являются оптимизация работы регистратуры, внедрение электронной очереди, также необходимо развести потоки людей, которым необходимо оказать лечение, и людей, пришедших на профилактический осмотр или за справкой. Для построения в имитационной среде модели поликлиники требуется экспериментальным путем выявить среднее время консультации врача, соотношение потоков пациентов в разное время суток. При построении можно учесть передвижения врачей и пациентов между кабинетами, время на регистрацию, поиск или создание амбулаторной карты, очереди. Основываясь на этих данных и пользуясь математическими расчетами, строится модель в 2D и 3D.

Литература

1. Алиулова Л. Причины и последствия 7 видов потерь на производстве. Практика применения// Leaninfo.ru. 2012.

2. Овчинников А.А., Фаллер К.П., Овчинников С.А., Еманаков И.В. Методы бережливого производства: анализируем, оцениваем и выбираем // Методы менеджмента качества. 2016.

3. Каталевский, Д.Ю. Основы имитационного моделирования и системного анализа в управлении: учебное пособие; 2-е изд., перераб. и доп. / Д.Ю. Каталевский; М.: Издательский дом «Дело» РАНХиГС, 2015. – 496 с., ил.

4. Куприяшкин, А.Г. Основы моделирования систем: учеб. пособие / А.Г. Куприяшкин; Норильский индустр. ин-т. – Норильск: НИИ, 2015. – 135 с.

5. Боев, В. Д. Компьютерное моделирование: Пособие для практических занятий, курсового и дипломного проектирования в AnyLogic7 / В.Д. Боев; СПб.: ВАС, 2014. – 432 с.

6. Акопов, А.С. Имитационное моделирование : учебник и практикум для академического бакалавриата / А.С. Акопов; М. : Юрайт, 2014. – 389 с.

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОЙ СИСТЕМЫ «ЭЛЕКТРОННЫЙ НОС – ДИАГНОСТ» ДЛЯ ОЦИФРОВКИ ЗАПАХА ЛЮДЕЙ И ЖИВОТНЫХ В РЕЖИМЕ «НА МЕСТЕ»

Д.А. Кучменко[1], А.А. Шуба[2]

Научный руководитель: д.х.н., профессор Т.А. Кучменко[2]

[1]Воронежская детская клиническая больница ВГМУ имени Н.Н. Бурденко, г. Воронеж

[2]Воронежский государственный университет инженерных технологий, г. Воронеж

Диагностика заболеваний в режиме Point of care testing (POCT), «на месте», в России - «прикроватная диагностика» остается приоритетным направлением развития средств и методик для наиболее быстрого получения информации о состоянии пациента. В последние 10 лет в арсенале медицинского персонала появилось большое разнообразие тест-средств, основанных на высокоспецифических иммуно-химических и химических реакциях. Широко внедряются в практику тест-устройства (полоски) для диагностики онкологических, сердечно-сосудистых, вирусных, бактериальных, эндокринных заболеваний в режиме POCT. Достоинства таких средств - высокая чувствительность и специфичность. Недостатки - одноразовость, длительный и трудоемкий подбор реагентов для их создания.

Новым направлением клинической аналитики является разработка сенсорных систем на основе физических преобразователей эффекта взаимодействия чувствительного слоя с молекулами, ионами - маркерами изменения состояния вследствие протекания деструктивных процессов. Известны разработки систем «электронный язык» с потенциометрическими,

амперометрическими сенсорами, единичными пьезокварцевыми микровесами на основе биоматериалов (ферментные, ДНК - сенсоры) для анализа жидких сред. Плюсы: высокая селективность, низкие пределы определения. Ограничения: одноразовость, время жизни - не более двух суток.

Одним из современных направлений в области науки и медицины, набирающим всё большую популярность, является изучение метаболома человека, в соответствие с которым запах строго индивидуален (как и геном) и несет большую диагностическую нагрузку. Для оценки запаха биопроб человека и его суммарного запаха в мире используют хромато-масс-спектрометры, спектроскопию высокого разрешения, ионную подвижность, камеры, а также современные системы с искусственным интеллектом на основе химических сенсоров - «электронные носы». Интерес к этому направлению, как считают ученые, вызван тем, что составление индивидуального метаболического паспорта позволит распознать патологические процессы в организме на ранних стадиях. Однако, существующие технические решения не позволяют проводить массовые сканирования запаха и составление базы данных по ним. Не менее важно получение такой информации не только для человека, но и для животных. Исследования в этой области в мировой практике на данный момент отсутствуют.

Цель проекта - разработка миниатюрного мобильного устройства (рисунок) на основе минимального числа наноструктурированных пьезосенсоров («гаджет - нос», «электронный - нос - диагност»), совмещаемого с различными электронными девайсами, для экспрессного мониторирования состояния человека и животного по запаху кожи, выдыхаемого воздуха, биоматериалов, в том числе in vitro и in vivo, и оценки изменения содержания веществ-маркеров патологических процессов в свободном режиме.

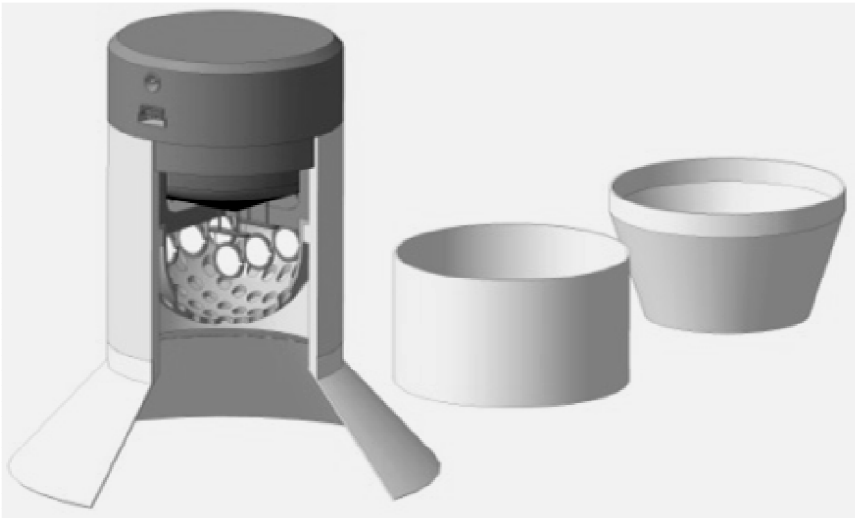


Рис. 1. Макет «электронного носа - диагноста» с различными насадками для анализа биопроб.

Применение массива высокочувствительных сенсоров к легколетучим веществам позволяют фиксировать изменения их концентрации. Легколетучие соединения - метаболиты различных патологических процессов: развития микроорганизмов, неконтролируемых процессов роста клеток и т.д. Благодаря индивидуальному программному обеспечению будет возможно совместить устройство с любым электронным девайсом (компьютер/ноутбук, планшет, смартфон). Устройство предназначено для определения присутствия («да - нет»), уровня содержания (больше - равно - меньше) и сравнения с реперными характеристиками метаболома (визуального отпечатка запаха), индивидуального для каждого человека/животного. Получение индивидуального метаболического профиля позволит применять отпечаток метаболома человека в качестве дополнительного диагностического критерия, а доступность и простота в эксплуатации разрабатываемого устройства - широко его распространить как в лечебных учреждениях, так и среди населения, что поможет за короткое время собрать большую базу данных по индивидуальным профилям метаболома человека.

В России портативные «электронные носы» для решения диагностических задач в режиме POCT не разработаны. В тоже время имеются многочисленные наработки по применению «электронных носов» для анализа биопроб животных, птиц, человека (цервикальная слизь, кровь, моча, выдыхаемый воздух) и пищевых продуктов. Запатентованные аналогичные устройства либо не пригодны для работы в режиме POCT и для домашнего использования, либо не обеспечивают достаточную селективность к легколетучим метаболитам и имеют малое время жизни химических сенсоров.

В ходе работы необходима оптимизация режимов измерения в зависимости от видов биопроб (различные биоматериалы и жидкости организма, кожа, выдыхаемый воздух) и режима сканирования (лабораторная, домашняя, прикроватная), оптимизация конструкции корпуса, насадок, числа измерительных элементов, их сочетаний, создание программного обеспечения к прибору для совмещения с различными электронными девайсами, апробация на реальных объектах, в разных условиях для составления сопроводительных документов на прибор, проведение оценки метрологических и эксплуатационных свойств прибора: уровень шума, воспроизводимость, составление алгоритма для накопления, обработки, сравнения метаболических профилей отдельных пациентов, составление типичного характерного профиля.

Предполагается эксплуатация в течение не менее чем двух лет при интенсивности работы не менее 10 проб/час, питание от сети переменного тока и аккумуляторных батарей со временем непрерывной работы не менее 3 часов.

Потенциальные покупатели - государственные и частные лечебно-профилактические учреждения, диагностические центры и клинические лаборатории, частные лица.

ОЦЕНКА ОБРАТИМОСТИ МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В ПОЧКАХ БЕЛЫХ КРЫС ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ

Т.В. Милашевская

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.В. Злобина

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Введение. Жизнь на Земле характеризуется периодичностью, которая выражена в смене времен года, климата и суток. В связи с этим в организме людей наблюдается определенная цикличность различных процессов, физиологическая синхронизация которых играет большую роль в поддержании гомеостаза и регулированию процессов обмена веществ. Современный ритм жизни, связанный с постоянными нагрузками и нарушением режима дня, приводит к десинхронизации биологических ритмов [1]. Одной из систем, имеющей выраженные биологические ритмы, является мочевая система. Срыв регуляторных механизмов, вызванный световым десинхронозом, является одной из причин, приводящих к патологии почек [1]. Анализ структурных изменений и степень их обратимости является актуальной задачей. Цель: анализ степени обратимости морфофункциональных изменений почек под влиянием светового десинхроноза.

Материалы и методы. Исследование проведено на базе научной лаборатории кафедры гистологии, цитологии и эмбриологии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России. Исследование проведено после разрешения этической комиссии и в соответствии с

Федеральным законом «О защите животных от жестокого обращения» от 1 декабря 1999 года.

Для формирования экспериментального светового десинхроноза использовался режим круглосуточного освещения интенсивностью 300 лк в светлое и 500 лк в темное время суток. Исследование проведено в два этапа на 48 белых крысах самцах массой 225±25 г, разделенных случайным образом на три равных групп. В первой серии эксперимента крысы первой опытной группы подвергались круглосуточному световому воздействию в течении 10 суток. Во второй серии эксперимента животные второй опытной группы подвергались непрерывному световому воздействию в течении 10 суток, после чего они находились в естественных условиях освещения ещё 21 сутки. Животные третьей группы в течении всего эксперимента находились в естественных условиях (контрольная группа).

После выведения животных путём передозировки препаратов для наркоза (телазол (ZoetisInc, США) и ксиланит (Нита-Фарм,Россия)) производился забор правой почки, которую окрашивали по стандартной методике. При морфометрическом анализе гистологических препаратов с помощью медицинского микровизора проходящего света mVizo-103 определяли размеры почечного тельца по короткой и длинной оси, площадь клубочковой капиллярной сети и просвет капсулы клубочка. Полученные данные были обработаны с помощью пакета прикладных статистических программ Statistica 10 (StatSoft®, США). Различия считали значимыми при $p \leq 0,05$.

Результаты. В ходе изучения гистологических препаратов были выявлены структурные изменения почечной ткани.

На 10 сутки у животных первой опытной группы визуально отмечаются единичные очаги клеточной инфильтрации и отек интерстициальной ткани. При морфометрии установлено достоверное уменьшение размера почечного тельца в корковых нефронах. В юкстамедуллярных нефронах животных данной

группы статистически значимых изменений не обнаружено. При изучении обратимости (вторая опытная группа) наблюдается сохранение отека, а также достоверное уменьшение размеров почечного тельца и площади клубочковой капиллярной корковых нефронов сети по сравнению с контролем и первой опытной группой. При этом отмечается увеличение просвета капсулы клубочка. В юкстамедуллярных нефронах животных данной группы по сравнению с первой опытной группой и с контролем наблюдается уменьшение диаметра почечного тельца по короткой и длинной оси и площади клубочковой капиллярной сети, а также увеличение просвета капсулы Шумлянского – Боумена.

Обсуждение. Изменения, отмечаемы на 10 сутки, обусловлены спазмированием приносящей артериолы и являются признаками ишемии почечной ткани [2]. В результате естественного ритма освещения достижение контрольных цифр не отмечается, что свидетельствует о необратимости выявленных изменений.

Активация стресс-реализующих систем при световом десинхронозе приводит к увеличению синтеза катехоламинов [3], что запускает каскад реакций, приводящих к увеличению синтеза альдостерона и антидиуретического гормона [4]. Это приводит к затруднению оттока жидкости, в результате которого наблюдается расширение капсулы клубочка корковых нефронов и увеличение размеров почечного тельца юкстамедуллярных нефронов.

Вывод. Обнаруженные изменения свидетельствуют о негативном влиянии десинхронизации биологических ритмов организма, которые приводят к возникновению необратимых последствий. В связи с эти световой десинхроноз следует относить к факторам риска развития почек и мочевыделительной системы в целом.

Литература

1. Антонова В.М., Злобина О.В., Иванов А.Н. и др. Морфофункциональное состояние почек в стадию структурных нарушений светового десинхроноза в эксперименте. Современные проблемы науки и образования 2017; 1.

2. Nair V, Komorowsky CV, Weil EJ, et al. A molecular morphometric approach to diabetic kidney disease can link structure to function and outcome. Kidney International 2018; 93 (2): 439-49.

3. Иванов А.Н. Изменение активности стресс-реализующих систем организма под влиянием облучения терагерцовыми волнами на частотах оксида азота у белых крыс при остром стрессе. Бюллетень экспериментальной биологии и медицины 2012; 154 (9): 286-9).

4. Савин И.А., Горячев А.С. Водно-электролитные нарушения в нейрореанимации. М.: НИИ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко РАМН, 2016; с. 125-61.

ПРИМЕНЕНИЕ ХИТОЗАН СОДЕРЖАЩИХ КОМПОЗИЦИЙ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПАРОДОНТИТА

Р.А. Мусаков[1], К.А. Суровцева[1], Д.А. Тяпкина[1], С.В. Кустодов[1], М.О. Куртукова[1], Д.В. Попрыга[2]

[1]Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

[2]ГУЗ «Областная клиническая больница», г. Саратов

Воспалительное заболевание тканей пародонта – пародонтит, занимает одно из первых мест среди всех стоматологических патологий. [1]. Здоровье

полости рта оказывает огромное влияние на физическое и психологическое состояние жизни человека. Пародонтит, помимо воспаления, характеризуется деструкцией околозубных тканей: наблюдается прогрессирующее разрушение структуры альвеолярных отростков челюстей. Если на начальных стадиях симптоматика скудна – лёгкая кровоточивость, подвижность зубов, то при активной форме течения патологии происходит выпадение зубов. [3]. Поэтому проблема поиска новых методов лечения пародонтита является актуальной. Трудности лечения связаны с большим списком полиэтиологических факторов возникновения данной патологии. Одним из направлений лечения пародонтита являются средства направленной регенерации. В последние годы были получены удовлетворительные результаты при применении соединений хитозана в стоматологии. Под воздействием хитозана происходит ускоренное заживление ран, клеточное восстановление. Кроме того, в комплексе с другими препаратами играет роль депо и тем самым пролонгирует действие лекарственного вещества. [5].

Целью настоящей работы является обозрение отечественной и зарубежной литературы о свойствах хитозана и возможности его применения.

Одним из значимых местных факторов развития генерализованного пародонтита является наличие зубной бляшки, так как почти все составляющие её организмы могут быть возбудителями указанного заболевания. [2,7]. По данному вопросу проводилось огромное количество исследований, благодаря которым стали известны микроорганизмы, составляющие пародонтопатогенную микрофлору ротовой полости. [5]. Биоплёнка (зубная бляшка) представляет собой сообщество бактериальных клеток, которые могут создавать довольно высокие концентрации кислот, аммиака, оксидантов и прочих метаболитов, которые влияют как на состав микроколонии, так и организм в целом. [6]. На данный момент нет средств, благодаря которым можно было бы полностью разрушить биоплёнку в ротовой полости.

Местные системы доставки противомикробных препаратов для лечения заболеваний пародонта получили значительное внимание в течение последнего десятилетия. В стоматологии предложено применения различных комплексов хитозана. Хитозан нетоксичен, в процессе изготовления теряет антигенность, обладает высокой транспортной способностью, антитромбогенными и антибактериальными свойствами, что улучшает регенерацию тканей при различных видах повреждений. Также благодаря таким положительным свойствам, как биосовместимость и биодеградируемость, хитозан рассматривается как перспективный полимер в тканевой инженерии. На основе литературных данных можно судить о удовлетворительной бактерицидной активности хитозана в отношении Грам “-“ анаэробного микроорганизма, относящегося к красному микробному комплексу пародонта, - Porphyromonas gingivalis.

Отдельное внимание стоит уделить резорбции костной ткани при хроническом пародонтите. На основе результатов исследований стало известно, что у пациентов с имеющейся патологией пародонта значения пиридинолина по сравнению со здоровыми людьми было увеличено в 1,6-3,4 раза (в зависимости от степени тяжести поражения тканей пародонта). Увеличение его значения свидетельствует о резорбции костной ткани, так он образуется при распаде коллагена I, который составляет примерно 95% органического матрикса кости. В связи с этим в комплекс на основе хитозана добавляют вещества, способные стимулировать также регенерацию костной ткани – “хитозан-гидроксиапатит”. [4]. При применении его в качестве покрытия для имплантата отмечались положительные результаты. У людей с хроническим пародонтитом увеличился рост альвеолярных отростков через год, снизилась подвижность зубов, а также улучшилась микроциркуляция тканей пародонта. [8].

Главной причиной возникновения пародонтита – плохое состояние гигиены полости рта, что в дальнейшем приводит к образованию биоплёнки

(зубной бляшки), которая провоцирует рост патогенных микроорганизмов в зубодесневом кармане. Предложенная работа написана на основе многих исследований, благодаря которым были сделаны выводы о том, что такой полимер, как хитозан, может активно использоваться при лечении данной патологии с целью стимуляции регенерации околозубных тканей при генерализованном пародонтите. Благодаря своему волокнистому строению, полной совместимости с тканями организма, хорошими адгезивными, бактерицидными качествами делают хитиновые волокна удовлетворительными источниками для биологических протезов, плёнок. В связи с тем, что имеется большое количество различных комплексных соединений на основе хитозана, возникают определённые сложности его применения в пародонтологии. Необходимы дополнительные исследования химиков, биологов, физиологов, стоматологов для получения оптимальных веществ, составляющих его основу.

Литература

1. Булкина, Н. В. Коморбидность заболеваний пародонта и соматической патологии / Н. В. Булкина, А. В. Ведяева, Е. А. Савина // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2012. – № 3.

2. Грудянов А. И. Заболевания пародонта. – М.: Медицинское информационное агентство, 2009. – 336 с.

3. Лемецкая Т. И., Болезни пародонта (пародонтопатии), М., 1972.

4. Мухамеджанова Л.Р., Ильина Рю. Изменения маркеров резорбции костной ткани на фоне хронического генерализованного пародонтита. – 2016.

5. Ричард Дж. Ламонт., Роберт А. Берне, Мерилин С. Лантц, Дональд Дж. Лебланк., пер. с англ. В.К. Леонтьева. Микробиология и иммунология для стоматологов. Практическая медицина. М., 2010. – 502 с.

6. Улитовский, С. Б. Роль гигиены полости рта в развитии заболеваний пародонта / С. Б. Улитовский // Пародонтология. – 2000. – № 3. – С. 34–36.

7. Dash, M. Chitosan – a versatile semi-synthetic polymer in biomedical applications / M. Dash, F. Chiellini, R. M. Ottenbrite, E. Chiellini // Prog. Polym. Sci. – 2011. – V. 36. - P. 981–1014.

8. Vaca-Cornejo F1, Reyes HM2, Jiménez SHD3, Velázquez RAL4, Jiménez JMD5.Pilot Study Using a Chitosan-Hydroxyapatite Implant for Guided Alveolar Bone Growth in Patients with Chronic Periodontitis. // J FunctBiomater.

АНТИМИКРОБНЫЕ ПОКРЫТИЯ В СТОМАТОЛОГИИ

Р.А. Мусаков[1], Е.А. Пронина[2]

[1]Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

[2]ЦНИЛ Саратовского государственного медицинского университета имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Актуальной проблемой в стоматологии сегодня являются заболевания пародонта, что напрямую связано с высокой частотой заболеваемости среди населения, сложностью диагностики и лечения. [1]. Механизм иммунного воспаления тканей пародонта возникает за счёт накопления продуктов жизнедеятельности пародонтогенных организмов (эндотоксинов), высвобождающихся после их гибели. [4]. По данному вопросу проводилось огромное количество исследований, благодаря которым стали известны микроорганизмы, составляющие пародонтопатогенную микрофлору ротовой полости: одну из основных ролей занимают грамотрицательные микроорганизмы: Porphyromonas gingivalis, Prevotella melaninoginica, Fusobacterium nucleatum, Selenomonas sputigena, Eikenella corrodens, Campylobacter sputorum. Вышеперечисленные микроорганизмы могут в малом

количестве наблюдаться и у здоровых людей. [6]. При лечении заболеваний околозубных тканей наиболее значимым является подбор лекарственных препаратов, иммобилизованных на полимерных носителях, с целью устранения развития биоплёнки, конгломерата из микроорганизмов и продуктов их жизнедеятельности, вызывающих развитие воспалительных реакций и снижение эффективности лечения. [3].

В настоящее время разработка антимикробных покрытий для стоматологии является наиболее востребованной и актуальной темой. Их использование позволяет лечить заболевания, связанные с воспалительным поражением пародонта. К стоматологическим покрытиям предъявляют немало требований: должны быть биодеградируемыми, способными восстанавливать микроциркуляторное русло в тканях пародонта, уменьшать развитие воспалительных и деструктивных процессов, устранять отёки и экссудаты. Обладать биосовместимостью, то есть не вызывать побочных эффектов при внедрении в ткани организма. [5]. Антиадгезивность также является ключевым параметром любых лекарственных покрытий, потому что первой стадией развития любой биоплёнки – закрепление на поверхности. Если устранить данный этап, то появится возможность снизить риск заражения. Стоит отметить, что нарушение процесса адгезии приведёт к переходу бактерий в планктонный рост и тем самым станут более чувствительными к антибактериальным препаратам. На сегодня существуют много направлений для антимикробных покрытий: использование антимикробных пептидов, антибиотиков, ферментов, наночастиц, четвертичных аммониевых соединений, антиадгезионных полимеров, супергидрофобных, покрытий на основе хитозана [9].

При лечении пародонта необходимо учитывать, что устранение воспалительного процесса и нормализация микроциркуляторного русла в тканях пародонта являются значительными факторами необходимы для

ускорения регенерации. Патогенные микроорганизмы негативно влияют на микроциркуляторное русло пародонта. Они выделяют ферменты, которые повышают проницаемость стенок капилляров, способны вызывать нарушение проницаемости эпителиальной мембраны. Биоплёнка активизирует образование кининов, вызывающие развитие отёков, гиперемию [2].

Например, благодаря достижениям тканевой инженерии были созданы хитозан-альгинатные наночастицы для эффективной и целенаправленной доставки лекарственных веществ в очаг поражения. Хитозан оказывает положительное влияние на микроциркуляцию в мелких сосудах, уменьшает агрегацию и тромбозы, усиливает обмен тканевой жидкости. Продукты биодеградации хитозана в ране выступают в роли строительного материала при её эпителизации и значительно ускоряют процесс заживления. Данные наночастицы обладают выраженными противомикробными и противовоспалительными свойствами, поскольку имеют способность ингибировать образование воспалительных цитокинов. Литературные данные указывают на возможность применения данного комплекса при лечении воспалительных процессов, вызванных пародонтопатогенной микрофлорой [7,8].

Подходы к поверхностному покрытию для предотвращения бактериальной адгезии и образования биопленки имеют повышенное значение из-за увеличения распространенности устойчивых к антибиотикам бактериальных штаммов. Эффективные антимикробные поверхностные покрытия могут быть основаны на антиадгезивном принципе, который предотвращает прилипание бактерий или бактерицидном, направленным на уничтожение микроорганизмов до или после контакта с поверхностью. Однако необходимо реализовать многофункциональный подход, включающий оба этих механизма.

Следует отметить, что несмотря на огромное число работ в этом направлении и важность проблемы, но до сих пор не найдено препаратов, которые могли бы полностью подавлять образование микробных биопленок и уничтожать бактерии внутри этих структур. Необходимы дополнительные исследования по поиску и изучению соединений, обладающих антимикробными и антиадгезивными свойствами, что позволит ускорить регенеративные процессы в поражённых тканях.

Литература

1. Булкина Н.В., Моргунова В.М. Современные аспекты этиологии и патогенеза воспалительных заболеваний пародонта. Особенности клинических проявлений рефрактерного пародонтита // Фундаментальные исследования. – 2012. – № 2-2. – С. 415-420.

2. Зюлькина Л.А., Сабаева М.Н., Иванов П.В., Шастин Е.Н., Микроциркуляция тканей пародонта: причины нарушений и механизмы коррекции // Современные проблемы науки и образования. – 2017. – № 2.

3. Антибактериальные покрытия хирургических имплантатов: радиационно-химический аспект / Круль Л., Рогинец Л., Бутовская Г., Ермолинский А., Резникова Л. // Наука и инновации. 2017. № 177.

4. Крюков А.И., Кунельская Н.Л., Гуров А.В., Изотова Г.Н., Старостина А.Е., Лапченко А.С. Клинико-микробиологическая характеристика дисбиотических изменений слизистой оболочки полости рта и ротоглотки // МС. 2016. № 6.

5. Маринина Т.Ф., Гюльбякова Х.Н. разработка технологии и анализ двухслойных стоматологических пленок противовоспалительного и анестезирующего действия // Современные проблемы науки и образования. – 2014. – № 4.

6. Ричард Дж. Ламонт., Роберт А. Берне, Мерилин С. Лантц., Дональд Дж. Лебланк., перевод с английского В.К. Леонтьева. Микробиология и иммунология для стоматологов. Практическая медицина. Москва 2010.- 502 с.

7. Adam J. Friedman, Jenny Phan, David O. Schairer, Jackson Champer, Min Qin, Aslan Pirouz, Karin Blecher-Paz, Ami Oren, Phil T. Lui, Robert L. Modlin, Jenny Kim // Antimicrobial and Anti-Inflammatory Activity of Chitosan–Alginate Nanoparticles: A Targeted Therapy for Cutaneous Pathogens.

8. Dash, M. Chitosan – a versatile semi-synthetic polymer in biomedical applications / M. Dash, F. Chiellini, R. M. Ottenbrite, E. Chiellini // Prog. Polym. Sci. – 2011. – V. 36. - P. 981–1014.

9. Lebeaux D., Chauhan L., Rendueles O., Beloin C. From in vitro to in vivo models of bacterial biofilm-related infections // Pathogens. – 2013. – V. 2. – P. 288-256.

ИЗУЧЕНИЕ СТРУКТУРООБРАЗОВАНИЯ В КОМПОЗИЦИОННЫХ МАТЕРИАЛАХ НИКЕЛЬ-ПОЛИТЕТРАФТОРЭТИЛЕН ПРИ ВЗРЫВНОМ ПРЕССОВАНИИ

А.В. Нужнов

Научные руководители: д.т.н., профессор Н.А. Адаменко,

к.т.н., доцент А.В. Казуров

Волгоградский государственный технический университет, г. Волгоград

Политетрафторэтилен (ПТФЭ) – гигиеничен, поэтому широко применяется в медицине в качестве искусственных имплантов в кровяных сосудах, клапанов сердца, носовых перегородках, хрящевых отделах опорно-двигательной системе человека. Для повышения работоспособности ПТФЭ, его

перспективно армировать коррозионностойким никелем [1]. Для получения изделий с повышенными свойствами актуально использовать взрывное прессование (ВП) [2], поэтому целью работы являлось исследование формирования структуры в композиционных материалах (КМ) никель- ПТФЭ при ВП.

В качестве составляющих КМ использовали порошки ПТФЭ (ГОСТ 10007-80) и электролитического никеля (ПНЭ) с размером частиц 50 мкм. После их сухого смешивания композиционные смеси с концентрацией металла 70 % об. подвергали ВП в ампулах [3], а затем спекали при 380 ^{o}C. Микроструктуры и химический состав КМ исследовали на сканирующем электронном микроскопе *Versa 3D DualBeam* с приставкой энергодисперсионного спектроскопа *EDAX Apollo X* (рис. 1).

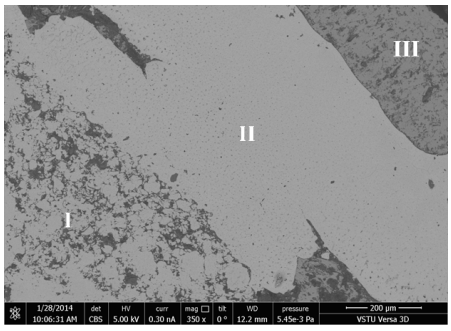
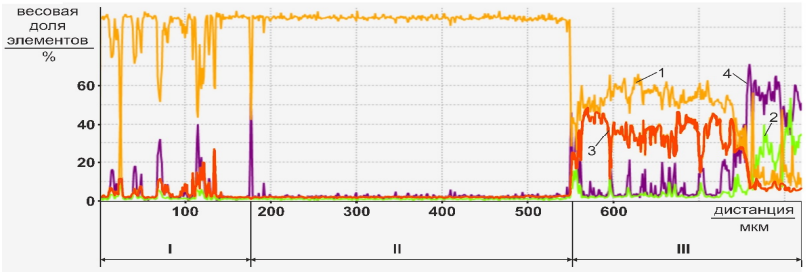


Рис. 1. Микроструктура КМ ПТФЭ +70 % никеля после ВП при критических параметрах; I – зона предельного уплотнения структуры (периферийная область); II, III – центральная область (зоны II и III)

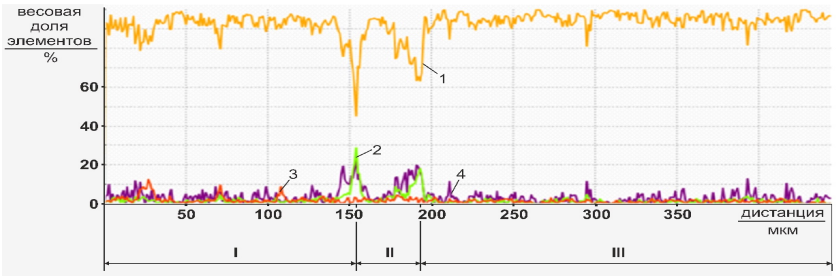
Результаты исследований показали, что при определенных параметрах ВП структура предельного уплотнения, скачкообразно видоизменяется в центре прессовки в результате локализованной интенсивной пластической деформации, действия струйных течений с измельчением и активными турбулентным перемешиванием компонентов, приводящие к резкому подъему давлений и температур [4].

Образующиеся структуры зависят от баланса энергосиловых параметров ВП, которые, в свою очередь, определяются мощностью взрывчатых веществ

(ВВ) и начальной пористостью порошковой смеси. Повышение пористости приводит к усилению процессов межчастичного трения, что сопровождается разогревом прессовки, а следовательно и термодинамической активации компонентов КМ [3]. Образовавшиеся центральные области при ВП порошковых смесей с пониженной пористостью (П = 20-30 %), когда стадия переукладки частиц в более плотную упаковку преимущественно проходит через их дробление, представляют матричные структуры полимера и металла с наноразмерными частицами, включающие в свой химический состав атомы никеля, ПТФЭ (фтора и углерода) и кислорода (рис. 2 а), то есть образуются металлоорганические соединения. При смене параметров ВП происходит изменение химического состава фаз и структуры центральных зон (рис. 2 а, табл.). Так с повышением пористости уменьшается атомная доля химических элементов, входящих в полимер и возрастает доля металлической и углеродной компоненты.



а



б

Рис. 2. Распределение химических элементов (энергодисперсионный анализ) по сечению КМ ПТФЭ +70 % никеля после ВП порошковых смесей с различной исходной пористостью:
а – П = 30 %, б – П = 60 %1 – никель, 2 – кислород, 3 – фтор, 4 – углерод;
I – зона I, II – зона II, III – зона III

При максимальной пористости (до 60 %) порошковых смесей при ВП формируется пористая структура с размером пор от 10-1000 нм, что является следствием повышения температуры до плавления и испарения части полимера с образованием сплошной металлической фазы, которая содержит небольшое количество (до 5 %) фтора, кислорода и углерода (рис. 2 б, табл.).

Элементный анализ КМ после ВП

Пористость, %	Область исследования		Атомная доля, %			
			C	O	F	Ni
30	Зона I	Полимер	21-41	5-6	32-36	19-33
		Металл	3-36	1-7	1-7	70-100
	Зона II		10-22	1-5	1-4	70-96
	Зона III		22-50	2-21	2-15	40-68
60	Зона I	Полимер	16-45	5-21	31-59	14-19
		Металл	8-32	1-7	3-13	71-92
	Зона II		21-22	4-5	56-58	13-15
	Зона III		5-6	1-2	1-2	91-92

Таким образом, при коаксиальном обжатии критические параметры ВП в центре прессовки приводят к скачкообразному изменению микроструктуры с реализацией процессов наноструктурирования в металлофторопластовых КМ, характеризующиеся взаимным растворением на атомарном и молекулярном уровнях компонентов, что подтверждается изменением химического состава областей прессовки и является следствием комплексного протекания различных активационных физических и химических превращений, обусловленных интенсивной локализованной пластической деформацией и тепловым воздействием.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 16-03-00708.

Литература

1. Машков, Ю.К. Самоорганизация и структурное модифицирование в металлополимерных трибосистемах / Ю.К. Машков, О.В. Кропотин, С.В.

Шилько, Ю.М. Плескачевский. – Омск: Изд-во ОмГТУ, 2013. – 232 с.

2. Cai, J. High-strain, high-strain-rate flow and failure in PTFE/Al/W granular composites / J. Cai, S. M. Walley, R. J. A. Hunt, W. G. Proud, V. F. Nesterenko, M. A. Meyers. // Materials Science and Engineering A. – 2008 – Vol. 472. – P. 308-315.

3. Адаменко, Н.А. Получение полимерных нанокомпозитов взрывной обработкой / Н.А. Адаменко, А.В. Казуров, А.В. Фетисов, Г.В. Агафонова // Российские нанотехнологии. – 2009. – Т. 4. – № 1-2. – С. 137-144.

4. Адаменко, Н.А. Особенности формирования структуры в никель-фторопластовых нанокомпозитах при взрывной обработке / Н.А. Адаменко, А.В. Казуров, И.В. Сергеев // Российские нанотехнологии. – 2012. – Т. 7. – № 5-6. – С. 70-74.

ИССЛЕДОВАНИЕ БЕЛЫХ НЕФТЯНЫХ МАСЕЛ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ В СОСТАВЕ ЭМУЛЬСИОННЫХ ВАКЦИН

И.В. Пиголева, С.А. Антонов

Научные руководители: д.т.н., профессор Т.Н. Шабалина*,

к.т.н. С.В. Заглядова

Общество с ограниченной ответственностью

«Объединенный центр исследований и разработок», г. Москва

**Российский государственный университет нефти и газа (НИУ)*

имени И.М. Губкина, г. Москва

Белые масла представляют собой высокоочищенные нефтяные продукты, которые имеют весьма разнообразные области применения: медицина, фармацевтика, производство продуктов питания, ветеринария, приготовление косметической продукции, а также текстильная, химическая и другие отрасли. Широкое применение белые масла нашли при использовании в составе

ветеринарных вакцин для усиления, ускорения и продления иммунного ответа сельскохозяйственных животных против различных вирусных заболеваний, таких как ящур, болезнь Ауески, коллибациллёз, сальмонеллёз, бруцеллёз, инфекционный гепатит, болезнь Марека и Гамборо, пастереллёз, хламидиоз и др.

Эмульсионные вакцины представляют собой водный раствор антигена, диспергированный в масляном адъюванте, на 95-96 % масс. состоящем из нефтяного белого масла и 4-5 % масс. эмульгатора [1].

Наряду с созданием эффективных вакцин в борьбе с инфекционными заболеваниями по решению проблемы снижения риска заболеваемости сельскохозяйственных животных, актуальным остается усовершенствование существующих и разработка новых веществ, способных усиливать эффект иммунизации. На сегодняшний день вследствие отсутствия конкурентоспособных отечественных белых масел, передовые российские производители эмульсионных вакцин вынуждены закупать зарубежные масляные адъюванты и белые масла для их приготовления.

Ввиду актуальности исследований в области получения отечественных белых масел для приготовления ветеринарных биопрепаратов, коллективом авторов была разработана технология получения высокоочищенных масел из продуктов гидрокрекинга вакуумного газойля, вырабатываемых на отечественных нефтеперерабатывающих предприятиях [2]. Полученные образцы масел по основным физико-химическим свойствам соответствуют требованиям, предъявляемым к белым маслам, используемым в составе ветеринарных биопрепаратов [3, 4]. Поскольку соответствие физико-химических характеристик масел требованиям, еще не является достаточным условием для использования их в областях, где возможен контакт с кожей человека или животного, внедрение новых масел для медицины и ветеринарии возможно только после получения положительных результатов токсикологических и иммунобиологических испытаний.

В данной работе приведены результаты исследования образцов белых масел, полученных по разработанным технологиям с применением процессов гидроизомеризации и гидрирования, а также эмульсионных вакцин на их основе в сравнении с зарубежными аналогами.

Образцы масел исследовались по таким показателям как: реактогенность и пирогенность. Эмульсионные вакцины, приготовленные на основе образцов белых масел, выбранного эмульгатора и водного раствора антигена вируса ящура – на реактогенность, иммуногенную активность и эмульсионную стабильность.

Оценка реактогенности исследуемых белых масел, определяемая по величине отека в месте инъекции, показала, что испытание прошли образцы, полученные с использованием процесса гидроизомеризации и характеризующиеся содержанием изопарафиновых углеводородов (в расчете на общее содержание парафиновых углеводородов) в количестве 67-79 % масс.

Из результатов определения пирогенности следует, что изменение температуры тела животных не превышало 0,4°С, что указывает на апирогенность всех исследуемых масел. Однако наибольшее изменение температуры тела наблюдалось у кроликов, которым вводились более вязкие масла, то есть использование менее вязких масел способствует меньшей величине пирогенности.

В ходе оценки стабильности образцов эмульсионных вакцин установлено, что высокую стойкость при всех температурах испытания показали образцы на основе масел, отличительной особенностью которых является молекулярно-массовое распределение углеводородов по атому углерода в молекуле в диапазоне C_{11}-C_{33} с содержанием превалирующей фракции C_{17}-C_{19} в количестве от 4,5 до 9,5% масс.

Результаты исследования реактогенности эмульсионных вакцин, также как и исследования образцов масел показали, что на положительный результат

испытания влияет содержание в них изопарафиновых структур, которые в количестве не менее 67 % масс. не вызывают постпрививочных реакций и осложнений.

Сравнение наличия антител до и после вакцинации сельскохозяйственных животных выявило, что широкое молекулярно-массовое распределение без четкого максимума масел, входящих в состав эмульсионных вакцин, неблагоприятно влияет на формирование специфического иммунитета к вирусной инфекции ящура.

Сопоставление физико-химических характеристик образца белого масла, показавшего наилучшие результаты в иммунобиологических испытаниях, в сравнении с зарубежными аналогами производства ExxonMobil, Penreco и Total, используемыми для производства масляных адъювантов показало, что практически по всем параметрам разработанный образец белого масла соответствует зарубежным аналогам.

Таким образом, проведенные испытания позволили выявить, что формированию стойкого иммунитета к инфекции при одновременно слабой ответной реакции организма на введение антигена способствует определенный комплекс физико-химических свойств и углеводородный состав масла, входящего в состав адъюванта эмульсионной вакцины:

– высокое содержание изопарафиновых структур оказывает положительный эффект на реактогенность, как при испытании масел, так и эмульсионных вакцин на их основе;

– широкое молекулярно-массовое распределение углеводородов по атому углерода в маслах, входящих в состав эмульсионных вакцин, неблагоприятно влияет на формирование специфического иммунитета к вирусной инфекции ящура;

– маловязкие масла способствуют меньшей пирогенности.

Литература

1. В.В. Михалишин, Н.С. Мамков. Адъюванты и их использование. Тр. Федерального центра охраны здоровья животных: матер. Междунар. науч. конф. «Инфекционная патология животных», посвящ. 50-летию ФГУ «ВНИИЗЖ». – 2008. – Т. 6. – С. 340-371.
2. Пат. 2549898 РФ. Способ получения маловязких белых масел / С.В. Заглядова, Т.Н. Шабалина, М.В. Китова, И.В. Пиголева и др.
3. Vaccine Adjuvants: Preparation Methods and Research Protocols / ed. D. T. O'Hagan // Methods in Molecular Medicine / ed. J.M. Walker. – Totowa, NJ: Humana Press, Inc., 2000. – Vol. 42. – 342 p.
4. S.B. Mojsilovic. Immunological effects of adjuvants, their mechanisms, and relevance to vaccine safety // Central Eur J Paed. – 2017. – 13 (l). – pp. 30-4l.

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ СКАФФОЛДОВ С ЦЕЛЬЮ СТИМУЛЯЦИИ РЕПАРАТИВНОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ

К.А. Суровцева, Д.А. Тяпкина, Р.А. Мусаков, А.А. Алхазов, М.О. Куртукова, Т.А. Андронова, Д.В. Попрыга*

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

**ГУЗ «Областная клиническая больница», г. Саратов*

Введение. Одна из актуальнейших проблем многих областей медицины – восстановление поврежденных тканей и их функций. Благодаря прорыву в тканевой инженерии с этой целью активно создаются специальные биоматериалы – оригинальные трехмерные пористые матрицы или скаффолды, являющиеся основой для пролиферации и дифференцировки клеток. На

поверхности скаффолда в процессе регенерации образуется внеклеточный матрикс, а сама матрица в итоге деградирует и резорбируется [2].

Требования, предъявляемые к скаффолдам. Выступая в качестве субстрата для прикрепления, пролиферации и миграции клеточных элементов, скаффолды должны обладать рядом ключевых характеристик, позволяющих достигнуть полноценного восстановления поврежденной ткани. К таким характеристикам относятся биосовместимость, биологическая активность, наличие адгезивной поверхности для пролиферации и дифференцировки клеточных элементов, отсутствие токсичности, способность к биодеградации, соотносимая со скоростью роста регенерата, оптимальный размер пор и степень механической прочности, необходимые миграции клеток, васкуляризации ткани, ее питанию и экскреции метаболитов [4].

Возможности практического применения скаффолдов в регенерации костной ткани. Скаффолды создаются на основе разнообразного спектра материалов как природного, так и синтетического происхождения. Синтетические полимеры просты в изготовлении, обработке и модификации, они универсальны и способны регулировать механические свойства и параметры биодеградации.

В регенерации костной ткани наиболее перспективным считается применение матриц на основе поликапролактона (ПКЛ), который соответствует основным требуемым характеристикам. Биосовместимость ПКЛ-скаффолдов была экспериментально доказана путем подкожной имплантации матриц белым нелинейным крысам-самцам: к концу эксперимента в перифокальной зоне воспалительного процесса выявлено не было, отмечалось интенсивное заселение матрицы соединительнотканными элементами и васкуляризация скаффолда. Эти данные соответствуют результатам оценки биосовместимости в условиях in vitro [3].

При введении в состав скаффолда минерального компонента увеличиваются остеокондуктивные и остеоиндуктивные свойства скаффолдов, вследствие возрастает стимуляция регенерации костной ткани. Именно поэтому особый интерес вызывают скаффолды на основе гидроксиапатита по причине его сходства в строении с костной тканью и вследствие присущей матрице биосовместимости и остеокондуктивности. Тем не менее, скаффолды на основе гидроксиапатита имеют ряд недостатков: хрупкость, особенно при высокой пористости матрикса, невысокая механическая прочность, склонность к набуханию, а также низкая скорость резорбции в условиях организма. По этой причине гидроксиапатит в тканевой инженерии применяется в качестве одного из составляющих при создания скаффолда, дополнительно стимулируя процесс регенерации.

Оценка влияния скаффолда на область поражения и прилежащие к ней ткани. Наличие изменений воспалительного характера тканей перифокальной зоны и степень их выраженности при имплантации матрицы определяют одно из основных свойств скаффолда – биосовместимость. Их значения могут варьировать в зависимости от используемого для изготовления матрицы материала.

Показателем функционального состояния ткани является её система микроциркуляции. Параметры тканевой перфузии наиболее точно отражают реакцию на имплантацию скаффолда [1].

Для того, чтобы регенерация прошла успешно, матрица васкуляризоваться. Последнее напрямую связано с процессом ангиогенеза и последующей стабилизацией образованных сосудов [6]. Кроме того, экспериментально доказано, что процесс васкуляризации тесно взаимосвязан с биосовместимостью скаффолдов [5].

Заключение. Таким образом, благодаря проведенному анализу литературных источников, можно прийти к выводу, что внедрение в практику

скаффолдов имеет обширные перспективы в области тканевой инженерии и репаративной медицины. Монокомпонентные скаффолды не соответствуют всем требованиям, предъявляемым к ним. Достижение необходимых параметров возможно путем комбинирования разнообразных синтетических материалов и включения в их состав минеральных компонентов, повышающих остеоиндуктивные и остеокондуктивные характеристики.

Литература

1. Иванов А.Н., Гречихин А.А., Норкин И.А. и др. Методы диагностики эндотелиальной дисфункции – Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2014. – Т. 13, № 4 (52). – С. 4–11.

2. Иванов А.Н., Козадаев М.Н., Богомолова Н.В. и др. Исследование динамики заселения клеточными элементами и биосовместимости скаффолда на основе поликапролактона в условиях in vivo – Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1–2. – С. 275–278.

3. Иванов А.Н., Козадаев М.Н., Пучиньян Д.М. и др. Изменения микроциркуляции при стимуляции регенерации тканей скаффолдом на основе поликапролактона – Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2015. – Т. 14 – № 2 (54). – С. 70–75.

4. Иванов А.Н., Норкин И.А., Пучиньян Д.М. Возможности и перспективы использования скаффолд-технологий для регенерации костной ткани – Цитология. – 2014. – Т. 56, № 8. – С. 543–548.

5. Киричук В.Ф., Андронов Е.В., Иванов А.Н., и др. Оксид азота и микроциркуляторное звено системы гемостаза – Тромбоз, гемостаз и реология. – 2007. – № 4. – С. 14–21.

6. Куртукова М.О., Бугаева И.О., Иванов А.Н. Факторы, регулирующие ангиогенез – Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 5. – С. 246.

ПРОНИЦАЕМОСТЬ ДЕНТИНА К МЕТИЛЕНОВОМУ СИНЕМУ И ЕГО АНТИБАКТЕРИАЛЬНАЯ АКТИВНОСТЬ ПРИ КОМБИНИРОВАННОМ ДЕЙСТВИИ УФ ИЗЛУЧЕНИЯ И ЛАЗЕРА (662 НМ)

А.А. Селифонов[1,2], О.Г. Шаповал[2], С.А. Ювченко[3], Д.А. Зимняков[3], А.Н. Микеров[2], В.В. Тучин[1,4,5,6]

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор В.В. Тучин[1,4,5,6]

[1]Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов

[2]Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

[3]Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов,

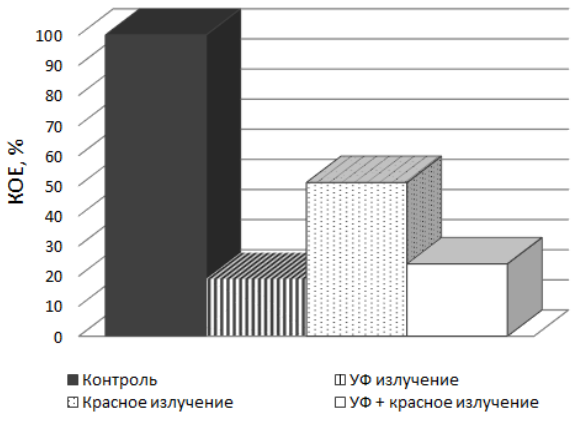
[4]Национальный исследовательский Томский государственный университет, г. Томск

[5]Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет ИТМО, г. Санкт-Петербург

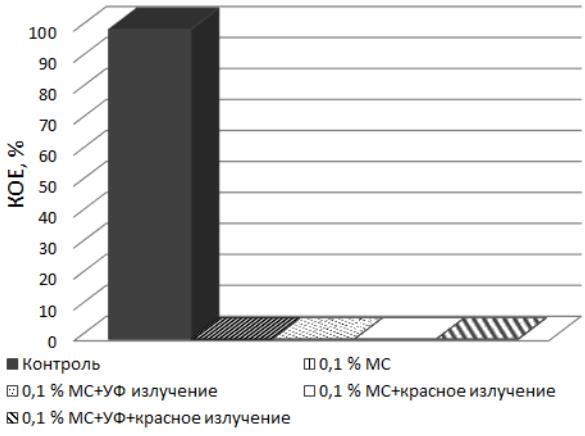
[6]Институт проблем точной механики и управления РАН, г. Саратов

Интенсивно развивающаяся диагностика и противомикробная фотодинамическая терапия с применением лазерного излучения (ЛИ) определенной длины волны, требуют количественных характеристик проницаемости агентов в биологические ткани, в частности зубную, и микробиологические тесты на эффективность. Изучение метаболических процессов в зубной ткани, ее прочность и твердость связаны с диффузией воды и зубного ликвора [1]. При отбеливании зубов, актуален вопрос проницаемости

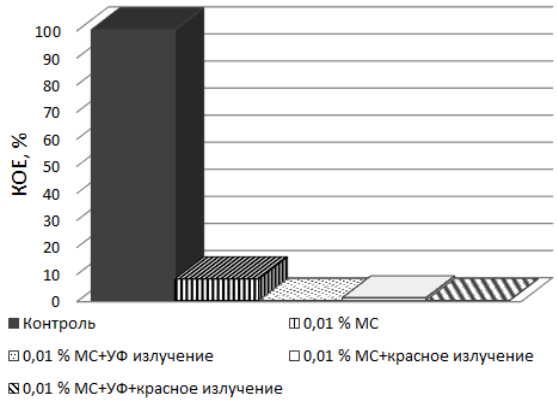
отбеливающих агентов и УФ излучения в зубную ткань [2]. Методика расчетов и конечная формула, применяемая для нахождения коэффициента диффузии с использованием модифицированного закона Бугера – Ламберта – Бера, подробно описаны нами в [3]. Коэффициент проницаемости: P=D/*l*, где D – коэффициент диффузии, $см^2/с$; *l* – толщина среза зуба человека (*l* =0,092 см). P= (0.91 ± 0.05) 10^{-6} см/с. Приведены результаты изменения выживаемости лактобактерий и грибов рода кандида C.albicans при воздействии лазерного излучения (ЛИ), УФ и совместного светового действия в течении 10 минут, при обработке метиленовым синим (МС) 0,1; 0,01% и 0,001%. Лактобактерии являются одними из основных природных антагонистов кандид и входят в состав нормальной микрофлоры ротовой полости человека. Однако, при определенных неблагоприятных факторах равновесие может сдвигаться и кандиды могут вызывать поражение слизистых, кандидозы с вовлечением в патологический процесс других тканей. Источником (ЛИ) служил полупроводниковый лазерный светодиод на основе AlGaInP с максимумом спектра испускания на длине волны 662 нм, соответствующий максимуму поглощения МС (668 нм) и мощностью излучения 50 мВт. Источником УФ излучения был серийно выпускаемый облучатель ультрафиолетовый кварцевый «Солнышко» (ОУФв-02).



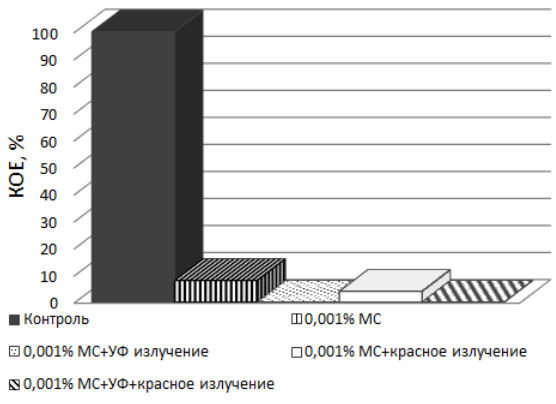
а



б



в



г

Рис. 1. Результаты выживаемости лактобактерий при действии различных видов излучения: а – без МС; б – в сочетании с 0.1 % водным раствором МС; в - в сочетании с 0.01 % водным раствором МС; г- в сочетании с 0.001 % водным раствором МС

При воздействии различных концентраций МС без облучения на лактобактерии число КОЕ снизилось на 92 % при 0,001% и 0,01%, а при 0,1 % на 100 %. Воздействие ЛИ на лактобактерии в течение 10 мин показало уменьшение числа КОЕ на 49 %, УФ излучения – на 81 %, а применение комбинированного действия УФ и ЛИ - на 76 %. Использование 0,001 % МС в сочетании с УФ и его комбинации с ЛИ привело к уменьшению показателя КОЕ на 100 %, а действие лазера на 96 %. Использование 0,01 % МС в сочетании с УФ и ИК излучением, а также их комбинации привело к уменьшению показателя КОЕ на 100 %, 99 % и 100 % соответственно. Воздействие 0,1% МС в сочетании с УФ и ЛИ снизило показатель КОЕ на 100% во всех случаях. При воздействии 0,001, 0,01 и 0,1 % МС без облучения на C.albicans число КОЕ снизилось на 7, 1 и 10 %, соответственно. Воздействие ЛИ в течение 10 мин показало уменьшение числа КОЕ на 8 %, УФ – на 48 %, а совместное УФ и ИК – на 13 %. Комбинация 0,001 % МС и УФ излучения привело к уменьшению числа КОЕ на 45 %, с ЛИ – на 11 % и при комбинированном действии УФ с ЛИ - на 52 % . Использование 0,01 % МС с УФ снижает показатель КОЕ на 50 %, с ЛИ– на 13 % и на 60 % при комбинированном действии УФ и ЛИ.

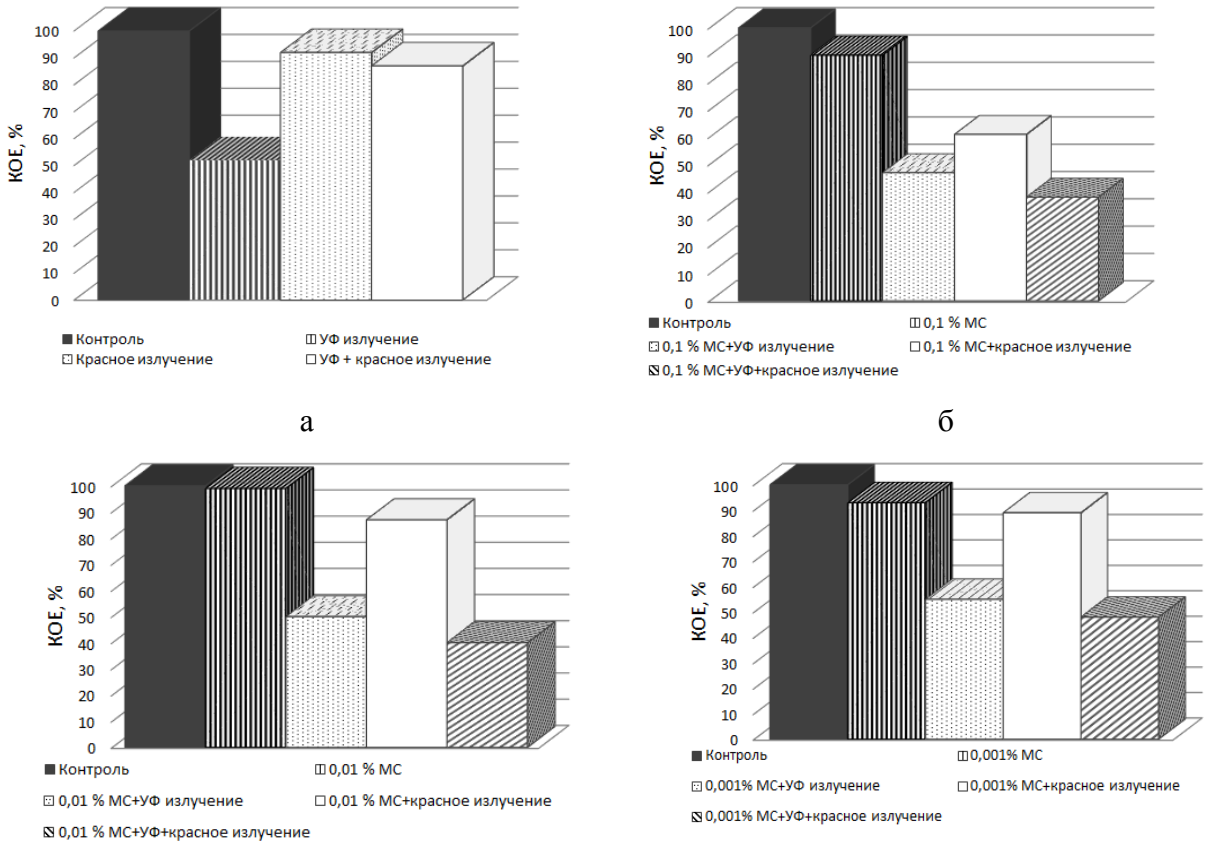


Рис. 2. Результаты выживаемости грибов рода Candida при действии различных видов излучения:
а –без растворов МС; б - в сочетании с 0.1 % водным раствором МС;
в - в сочетании с 0.01 % водным раствором МС; г- в сочетании с 0.001 % водным раствором МС

Воздействие 0,1 % МС в сочетании с УФ излучением привело к уменьшению числа КОЕ на 53 %, с ЛИ – на 39 % и на 62 % при их комбинированном действии.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ 17-00-00272 (17-00-00275 (К)).

Литература

1. Kishen A., Vedantam S. // Dental Materials. 2007. V. 23.№ 10. P. 1296–1306.

2. Трунина Н. А., Лычагов В. В., Тучин В. В., Оптика и спектроскопия, 2010, т. 109, № 2, с. 190–196.

3. Селифонов А.А., Тучин В.В. // Биофизика. 2018. Т. 63. № 6. С. 1211-1220.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА РАННЕЙ ДИАГНОСТИКИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА

Е.М. Талеб

Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых, г. Владимир

Введение

Последние два десятилетия ознаменовались значительными успехами в лечении ИБС. Однако вопросы диагностики возможных ранних проявлений этого заболевания, природы различных нарушений ритма, в первую очередь, на превентивном этапе, до сих пор остаются не решенными. Поэтому важной задачей является своевременная ранняя диагностика электрической нестабильности миокарда, ее последующая коррекция (лечение) и профилактика[1]. Известно, что у многих пациентов, страдающих ИБС, не удается выявить болезнь при углубленном опросе специфических субъективных признаков или они носят атипичный характер. Следовательно, создание автоматизированной интеллектуальной системы предварительной диагностики является актуальной задачей.

Целью работы является исследование возможности создания системы предварительной диагностики ИБС методами интеллектуального анализа данных.

Разработанная система состоит из следующих блоков (рис. 1):

− мобильный ЭКГ регистратор, который представляет собой датчики в виде чехла для смартфона.

– формирователь информативных признаков, которые используются в качестве входной информации для НС классификатора.

– нейросетевой классификатор, ядром которого является искусственная нейронная сеть типа многослойного персептрона.



Рис. 1. Структурная схема автоматизированной системы диагностики ИБС

Блок регистратора. Представляет собой чехол с электрокардиографическими датчиками, прикрепленный к мобильному телефону (смартфону). Конструкция чехла позволяет регистрировать ЭКГ в первом отведении путем касания пальцами обеих рук. Основная задача блока – съем, обработка, сжатие, сохранение и передачи данных в формате, удобном для дальнейшей обработки. Подобный регистратор может быть использован для удаленного кардиомониторирования.

Блок формирователя информативных признаков. Основная задача блока - извлекать информативные признаки, подаваемые на входы нейронных сетей с целью распознавания и классификации ЭКГ-сигнала. В данном блоке производится обработка и анализ данных с использованием различных подходов, в том числе, спектральный анализ, частотно-временной анализ, сингулярное разложение и эмпирическая мода декомпозиции и др.

Блок классификатора. Данный блок предназначен для решения задачи анализа и классификации ЭКГ-сигнала на предмет наличия или отсутствия ИБС с использованием уникальных возможностей искусственных нейронных сетей. Эти возможности заключаются в параллельном характере передачи информации и наличии процесса самообучения и саморегуляции для обеспечения заданной целевой функции. На сегодняшний день известно множество видов ИНС, каждый из которых имеет свои характерные особенности, и, соответственно, оптимален для решения тех или иных задач. Для классификации электрокардиографических сигналов можно использовать следующие типы нейронных сетей: многослойный персептрон, слой Кохонена, сеть с радиальными базисными функциями[2]. В данной работе для решения задачи классификации патологии, а именно ИБС по электрокардиосигналу, наиболее подходящей считается нейронная сеть типа многослойный персептрон (МП), как наиболее часто используемый вариант архитектуры ИНС в задачах классификации медицинских сигналов.

Для обучения ИНС были использованы электрокардиографические сигналы первого отведения длительностью 0.71с с частотой дискретизации 1000 Гц из научной базы данных CardioQVARK[3], зарегистрированные с помощью мобильного кардиомонитора CardioQVARK. Данные были аннотированы врачами-специалистами с подтверждением диагноза стандартными методами в клинических условиях [3]. Формирование обучающей выборки производилось в программной среде Scilab. На основе обработанных данных было сформировано две выборки, соответствующие классам «Норма» и «Патология». В качестве метода обучения был выбран метод обратного распространения ошибки.

Для выбора оптимальной структуры нейронной сети было проведенное тестирование системы на большом количестве данных (871 больных, 1125 здоровых) с различным числом нейронов в скрытых слоях. Результаты данного

исследования позволили выбрать оптимальное количество нейронов в скрытом слое, а также определить наиболее эффективной структуры ИНС, как представлено на рисунке 2. В качестве критерия оценки эффективности структуры ИНС использовалась ROC- кривая, учитывающая показатели **чувствительности** и **специфичности** выбранной структуры[4].

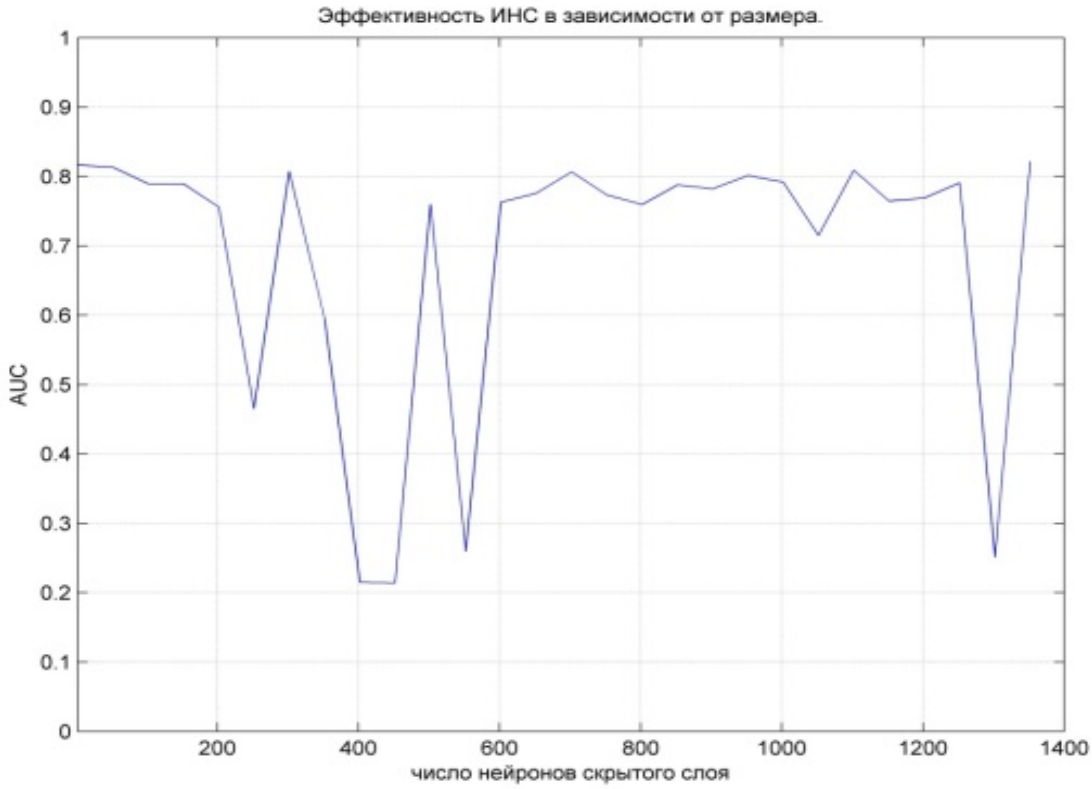


Рис. 2. Исследование эффективности ИНС в зависимости от размера

Из графика видно, что оптимальное количество нейронов в скрытом слое 1352 нейрона. Как показано в таблице 1, при таком количестве нейронов чувствительность и специфичность сети достигают значений 77% и 78% соответственно.

Таблица 1

Параметры полученного классификатора с размером 1352

Чувствительность, %	77.333

Специфичность, %	78
Точность, %:	77.667

Вывод

Таким образом, разработанная система позволяет повысить точность автоматизированной электрокардиографической диагностики на ранних стадиях благодаря применению нейронных сетей. Система может быть применена для осуществления предварительной диагностики состояния здоровья населения и, в частности, доклинического диагностирования ИБС для предотвращения негативных последствий и повышения эффективности лечения.

Литература

1. Литвинова М. А. Анализ информативности различных методов диагностики ишемической болезни сердца // Здоровье и образование в XXI веке. 2016. № 1. С. 41- 44.

2. Иванушкина Н. Г, Иванько Е. О., Матвеева Н. А. Нейронные сети для распознавания образов поздних потенциалов предсердий // Electronics and communications. 2013. № 5. С. 72-80.

3. Кардиомонитор CardioQVARK кардиограмма с помощью телефона. URL: http://www.cardioqvark.ru/.

4. Талеб Е.М., Сушкова Л.Т., Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В. Применение искусственных нейронных сетей для выявления ишемической болезни сердца по одноканальной ЭКГ // Биомедицинская радиоэлектроника. 2018. № 9. С. 3-9.

ПРИМЕНЕНИЕ МНОГОСЛОЙНОГО ПЕРСЕПТРОНА ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА

Е.М. Талеб, В.А. Аль-Хайдри

Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых, г. Владимир

В настоящее время существуют различные методы обработки, анализа и классификации ЭКГ-сигналов, от которых зависит информативность извлекаемых параметров, а также качество диагностики. Одной из перспективных технологий анализа и классификации биомедицинских сигналов являются искусственные нейронные сети (ИНС), способные извлекать требуемые значения из сложных или неточных исходных данных [1]. Еще одно положительное качество ИНС – это обнаружение характерных свойств исследуемых объектов, сложных для их обнаружения людьми или же некоторыми машинными средствами. Именно поэтому ИНС относятся к одним из самых эффективных методов классификации образов.

Для классификации электрокардиографических сигналов можно использовать следующие типы нейронных сетей: многослойный персептрон, слой Кохонена, сеть с радиальными базисными функциями [1]. В данной работе для решения задачи классификации патологии, а именно ИБС по электрокардиосигналу, исследуется нейронная сеть типа многослойного персептрона (МП), как наиболее часто используемый вариант архитектуры ИНС в задачах классификации медицинских сигналов.

Для обучения и тестирования выбранной архитектуры ИНС используются усредненные кардиоциклы (УКЦ) из научной базы данных (CardioQVARK)

длительностью 0.71с с частотой дискретизации 1000 Гц [2]. В процессе обучения МП выбор его параметров, таких как функции активации и количество скрытых слоев, основан на полученных ранее результатах исследований типовых функций активации (линейная функция, сигмоида и гиперболический тангенс) и влияние количества скрытых слоев на эффективность работы нейронной сети [3]. Исходя из этого, в данной работе использовался МП с двумя скрытыми слоями и сигмоидальной функцией активации, причем количество нейронов во втором скрытом слое было выбрано равным половине их количества в первом скрытом слое, что позволяет обеспечить важное свойство ИНС – возможность обобщения информации (рис. 1).

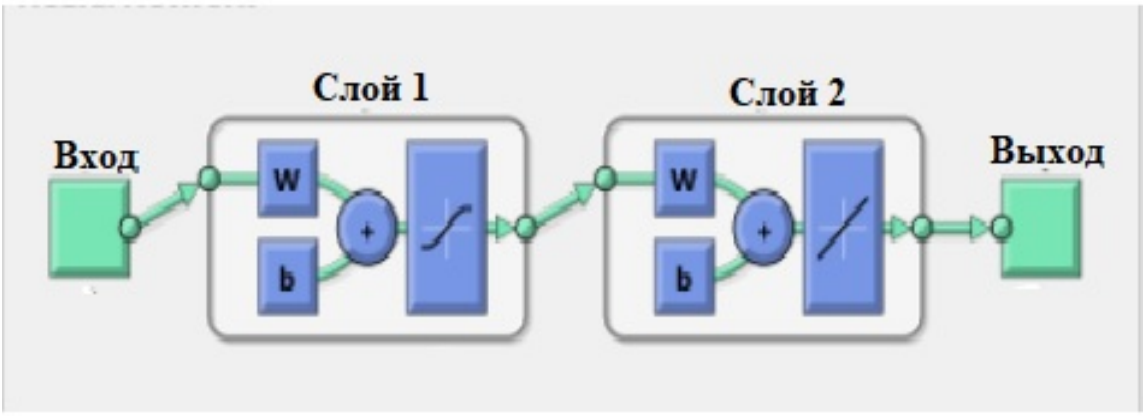


Рис. 1. Двухслойный персептрон

В настоящее время для нахождения оптимального количества нейронов в скрытых слоях не существует строгих методов решения, даются лишь рекомендации [4]. На основе теоремы Колмогорова можно предположить, что максимальное количество нейронов в скрытых слоях МП определяется по формуле 2M+1, где M - количество входов МП. Однако, в таком случае возникает эффект переобучения, когда у нейронной сети снижаются обобщающие способности. В работе [5] показано, что при исследовании количества нейронов скрытого слоя от 1 до 2M+1 с шагом 10 можно

определить оптимальное количество нейронов скрытого слоя, при котором обеспечивается максимальная эффективность работы МП.

Исходя из этого, в данной работе было проведено исследование нейронных сетей с различным числом нейронов в скрытых слоях. Для оценки результатов исследования использовалась, так называемая, ROC- кривая (Receiver Operator Characteristic – операционная характеристика приёмника) известная как кривая ошибок. Достоинством ROC-кривой является обеспечение наглядности способности классификатора (в данном случае ИНС) обнаруживать присутствие искомого класса УКЦ.

В качестве критериев оценки процедуры обнаружения использовались чувствительность (Se), специфичность (Sp) и точность (Ac), позволяющие оценить достоверность определения отсутствия других классов УКЦ [3].

ROC-кривая показывает зависимость количества верно классифицированных положительных результатов от количества неверно классифицированных отрицательных результатов. Для построения ROC-кривой, как правило, рассчитываются значения чувствительности и специфичности при порогах отсечения от 0 до 1 с шагом 0.1. Однако в данной работе, с целью повышения точности определения оптимального порога отсечения шаг исследования уменьшен до 0.01. Визуальный анализ ROC-кривых не дает явного ответа, какой из вариантов ИНС более эффективен. Поэтому был применен количественный метод сравнения ROC-кривых – вычисление площади AUC (Area Under Curve) под ROC-кривой. Расчет AUC осуществлялся по методу трапеций [3].

Результаты

На рисунке 3 представлены результаты исследования МП на базе данных усреднённых кардиоциклов в виде графика зависимости критерия эффективности ИНС (AUC) от числа нейронов скрытого слоя.

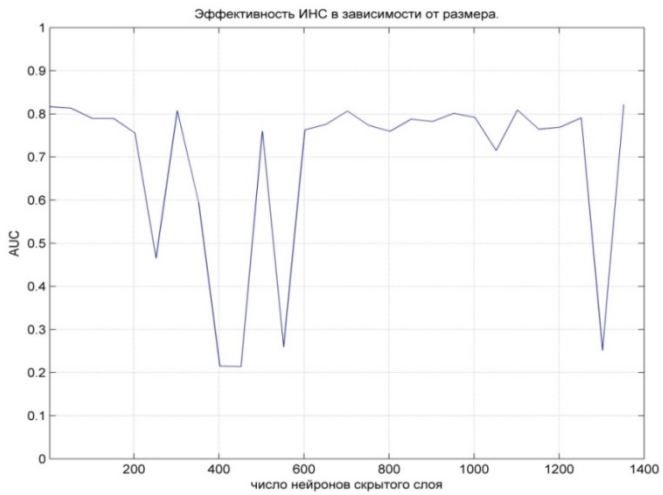


Рис. 2. Исследование эффективности МП в зависимости от размера скрытого слоя

Из рис. 3 видно, что максимальное значение AUC имеет ИНС с количеством нейронов, равным 1352. На рисунке 4 приведен график ROC-кривой для МП с количеством нейронов первого скрытого слоя, равным 1352, и 676 для второго скрытого слоя. Анализ графика позволяет выбрать ROC-кривую с максимальным соотношением значений чувствительности и специфичности.

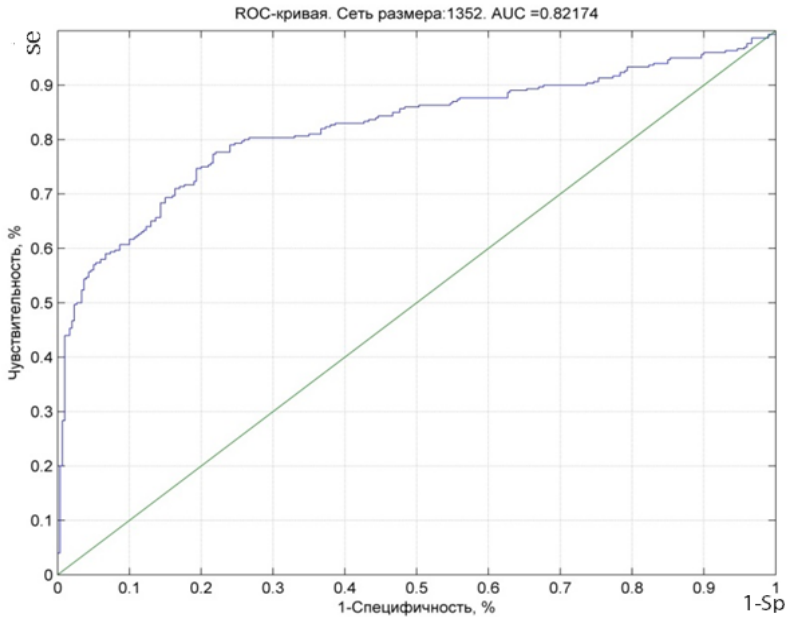


Рис. 3. ROC-кривая для МП с размером 1352 нейронов скрытого слоя

Идеальным результатом чувствительности и специфичности является значение, равное 100%. Однако на практике добиться этого почти невозможно. Более того, сложно одновременно увеличить значения и чувствительности, и специфичности ИНС. Компромисс можно найти путем задания величины порога отсечения, влияющего на соотношение Se и Sp. В этом случае решается задача нахождения оптимального порога отсечения [4]. Оптимальный порог отсечения выбирается в соответствии с минимумом абсолютной разности между чувствительностью и специфичностью (min |Se-Sp|) (рис. 4).

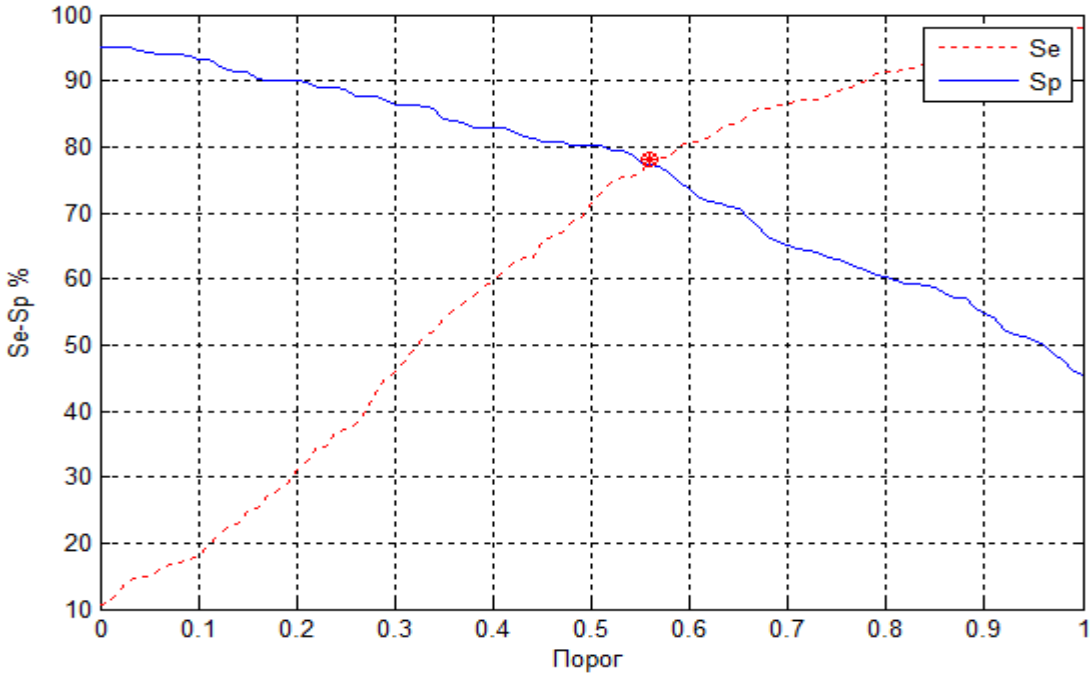


Рис. 4. Зависимость чувствительности и специфичности от порога отсечения

На рис. 5 представлена зависимость чувствительности (штриховая линия) и специфичности (сплошная линия) от исследуемого порога, анализ графика показывает, что оптимальный порог отсечения это место пересечения двух кривых, где разность между чувствительностью и специфичностью минимальная.

Таблица 1

Значения чувствительности и специфичности исследуемого МП при различных пороговых значениях

Значение порога	Чувствительность Se,%	Специфичность Sp,%	|Se-Sp| %
0	95	10.66	84,33
0,1	93.33	18	75,33
0,2	90	31	59
0,3	86.33	46	40,33
0,4	83	59.66	23,33
0,5	80.33	71.33	9
0.56	***77.33***	***78***	***0,66***
0,6	73.66	80.66	7
0,7	65	86.33	21,33
0,8	60.33	91.33	31
0,9	54.66	95.66	41
1	45.33	98	52,66

Из таблицы 1 видно, что 0.56 является оптимальным порогом, поскольку разница между чувствительностью и специфичностью равна 0,667. При этом пороге чувствительность и специфичность сети достигают максимального значения 77% и 78% соответственно.

Литература

1. Иванушкина Н. Г, Иванько Е. О., Матвеева Н. А. Нейронные сети для распознавания образов поздних потенциалов предсердий // Electronics and communications. – 2013. – № 5. – С. 72-80.

2. Кардиомонитор CardioQVARK кардиограмма с помощью телефона. URL:http://www.cardioqvark.ru/

3. Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т. Исследование влияния выбора функций активации на эффективность работы многослойного

персептрона. Ж. «Нейрокопмьютеры: разработка и применение».№ 7 2015, с.60-66.

4. Талеб Е.М., Сушкова Л.Т., Аль-Хайдри В.А., Исаков Р.В. Применение искусственных нейронных сетей для выявления ишемической болезни сердца по одноканальной ЭКГ // Ж. «Биомедицинская радиоэлектроника» № 9 2018, с.3-9.

5. Аль Мабрук М. Аппаратно-программные средства и алгоритмы распознавания патологий сердца на основе персептронных сетей: автореф. дис. … канд. техн. наук. Рязань, 2011.

6. Аль-Хулейди Н.А., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т., Результаты исследования нейронных сетей в задачах распознавания вариабельности сердечного ритма // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. 2012. № 6. С. 61-67.

7. Исаков Р.В., Лукьянова Ю.А. Построение обучающих баз данных для нейросетевого анализатора электрокардиографических данных // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 12. С. 34-38.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

Ю.Р. Сагитдинова, О.А. Дударева

Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

Саратовский государственный технический университет
имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

За травмой конечности всегда приходит дискомфорт, боли, малая подвижность конечности. В случаях повреждения голеностопного сустава страдает множество людей разного возраста. Самой распространенной

причиной заболеваний этого сустава является истончение хрящевой ткани, в т.ч. в голеностопном суставе.

Современная медицина позволяет оставить подвижность голеностопного сустава. В большинстве случаев пациенты могут продолжить вести спортивный образ жизни. Эндопротезы голеностопного сустава имеют разнообразную форму, осевые движения. Целью работы являлось модернизация конструкции эндопротеза голеностопного сустава [1-3].

На основе проведенного патентного обзора был выбран прототип эндопротеза голеностопного сустава, патент № 2190375 конструкция которого представлена на рис. 1.

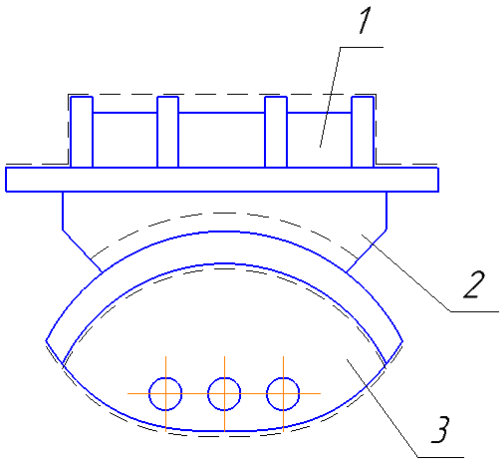


Рис. 1. Эндопротез голеностопного сустава

Недостатками данной конструкции являются: сложность конструкции верхнего элемента, ненадежность фиксации, высокая стоимость компонентов, медленная и недостаточная остеоинтеграция, высокая вероятность возникновения воспалений при заживлении.

Предлагается модернизировать конструкцию эндопротеза следующим образом: выбрать материал титан ВТ3-1, верхний элемент сделать разборным и вживляемую в кость часть удлинить вверх, на внутрикостные части эндопротеза выполнить напыление гидроксиапатита, модифицированным AlOOH. На поверхности, сопрягающиеся с костью, напылить покрытие из

гидроксиапатита и бемита, что позволит улучшить механическое сцепление с костью, уменьшить срок реабилитации пациента, уменьшит вероятность возникновения воспалений.

Сборочный чертеж предложенного модернизированного эндопротеза голеностопного сустава представлен на рис.2.

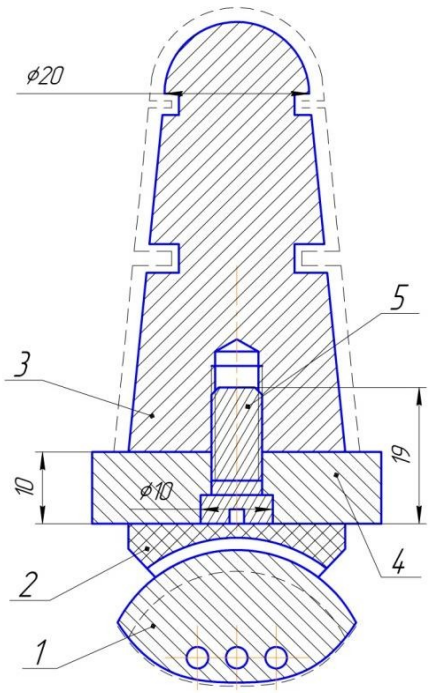


Рис. 2. Сборочный чертеж эндопротеза: 1 – таранный компонент, 2 – корректирующий вкладыш, 3 – верхняя часть большеберцового компонента, 4 – площадка большеберцового компонента, 5 – винт

Такми образом, удалось устанить недостатки прототипа [1-4].

Литература

1. Обзор проблемы осложнений при эндопротезировании голеностопного сустава: опыт последних десятилетий ФГБУ «Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии Минздравсоцразвития РФ» № 4 - 2011 г. [Электронный ресурс] / И.А. Пахомов http://ngmu.ru/

2. Эндопротезы тазобедренного сустава в России: философия

построения, обзор имплантатов, рациональный выбор / Ал. А. Надеев, С. В. Иванников. – 2-е изд. (эл.). – М. : БИНОМ. Лаборатория знаний, 2012. – 178 с.

3. Carlsson A. Radiometric analysis of the double-coated STAR total ankle prosthesis: a 3–5 year follow-up of 5 cases with rheumatoid arthritis and 5 cases with osteoarthrosis / A. Carlsson, P. Markusson, M. Sundberg // Acta Orthop. – 2005. – Vol. 76. – P. 573-579.

4. Таран В.М. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева. – М.: Прондо, 2015. – 306 с.

МЕДИЦИНСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РАДИОНУКЛИДНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ

Ю.А. Скрипкина, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Разработанный медицинский автоматизированный комплекс для радионуклидного исследования внутренних органов с помощью сцинтилляционной гаммы-камеры, представлен на рис. 1.

С помощью данного комплекса можно провести диагностику различных патологий внутренних органов, в том числе и состояние позвоночника и межпозвоночных дисков. Автоматизация данного диагностического комплекса позволяет максимально облегчить работу врача, создать более комфортные условия для пациента, и уменьшить время проведения исследования.

Работа данного комплекса основывается на визуализации органов, осуществляемой путем сцинтиграфии, с помощью сцинтилляционной гамма-камеры. В основе сцинтиграфии лежит избирательное накопление и выведение

радиофармацевтического препарата (РФП) исследуемым органом, что позволяет изучить топографию органа и выявить в нем наличие нарушений.

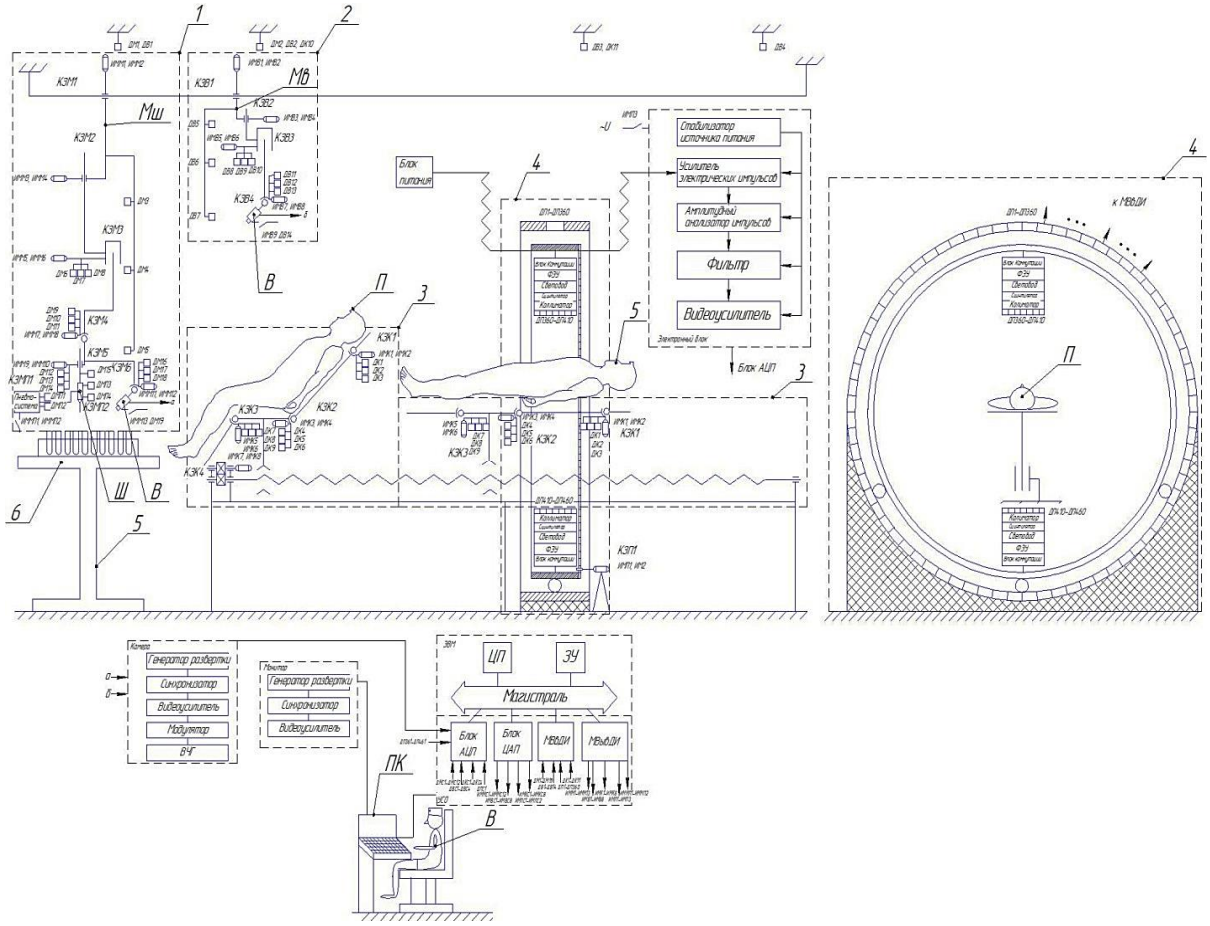


Рис. 1. Структурно-функциональная схема медицинского автоматизированного комплекса

Разработанный медицинский автоматизированный комплекс состоит из нескольких основных элементов:

- Механизм перемещения шприца (1), предназначен для перемещения шприца (Ш), набора и введения РФП в тело пациента (П). Видеокамера (В1) предназначена для точного наблюдения непосредственно за шприцом. Работа шприца осуществляется пневмо-стистемой. Вся конструкция находится на манипуляторе шприца (Мш).

- Механизм перемещения видеокамеры (2) предназначен для перемещения видеокамеры (В2). Видеокамера (В2) предназначена для наблюдения за всей работой МАК и за состоянием пациента (П) в частности. Вся конструкция располагается на манипуляторе видеокамеры (Мв).

Сигнал с видеокамер В1 и В2 поступает в электронный блок камеры (а, б), который содержит: генератор развертки, синхронизатор, видеоусилитель, модулятор и высокочастотный генератор (ВЧГ).

- Автоматизированное кресло-кровать (3), предназначено для перемещения пациента (П), после введения РПФ, непосредственно в гамма-камеру, для проведения диагностики.

Врач (В) с помощью персонального компьютера (ПК) следит и управляет работой МАК.

Пациент (П) распологается в кресло-кровати(3), после чего врач (В) запускает медицинский автоматизированный комплекс. Включаются видеокамеры (В1,В2) и механизм перемещения шприца (1). С помощью определенной программы манипулятор со шприцом (Мш) набирает нужный РФП и вкалывает его пациенту (П). После чего, кресло-кровать (3) из «Положения сидя» переходит в «Положение лежа» и начинает движение в гамма-камеру (4). Тем временем, видеокамера (В2) постоянно производит мониторинг состояние пациента (П). Когда пациент (П) оказывается в кольце гамма-камеры (4), гамма-камера (4) включается и запускается программа сбора информации. Постоянно перемещаясь, гамма-камера считывает информацию об исследуемом органе [1-4].

Литература

1. Дунаев П.Ф., Конструирование узлов и деталей машин: учебное пособие для техн. спец. вузов. 11-е изд./ Дунаев П.Ф., Леликов О.П.; перераб. и доп.М.: Высш. шк. 2008. 496 с.

2. Таран В.М. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учебное пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева. М.: Пронодо, 2015. 306 с.

3. Боголюбов С.К. Инженерная графика. 3-е изд./ Боголюбов С.К.; испр. и доп. 2009.-392 с.

4. Схирладзе А.Г. Технологические процессы в машиностроении: Учеб. для машиностроит. спец. вузов / А.Г. Схирладзе. М.: Высш. шк., 2007. 927 с.

ГЕМОДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МОДЕЛИ ОВАЛЬНОГО ДВУХСТВОРЧАТОГО КЛАПАНА СЕРДЦА

Р.С. Небогатиков, С.М. Еремеев

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

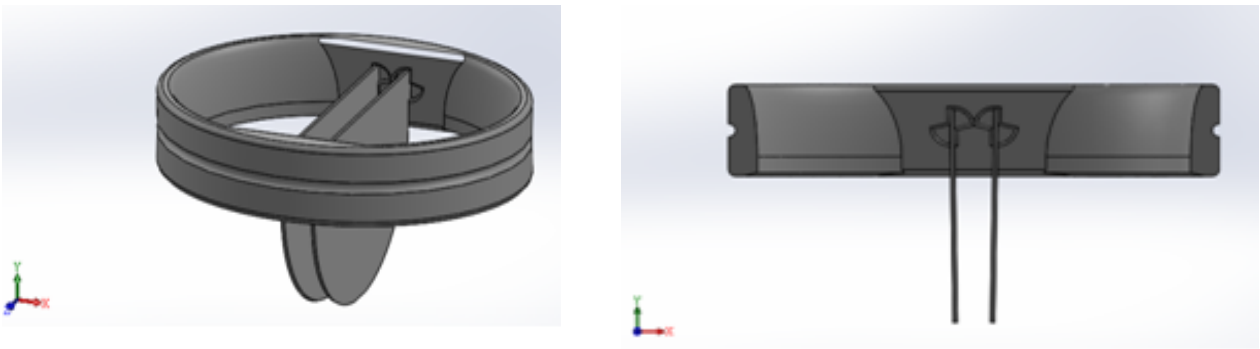
В современном мире наблюдается омоложение болезней сердца и сердечной системы. Этот факт вынуждает биоинженеров совместно с врачами разрабатывать и улучшать искусственные клапаны сердца. На сегодняшний день известны 2 вида клапанов: биологические и механические, которые имеют свои плюсы и минусы. Рассматривая механические клапаны сердца, выявляются 2 основные проблемы: необходимость употребления антикоагулянтов во избежание тромбобразования и образование шумов вследствие расхождения гемодинамических свойств механических клапанов с естественными [1-7].

Цель работы: сравнить гемодинамические характеристики новой модели двухстворчатого клапана сердца с одной из лучших моделей двухстворчатых клапанов сердца – «CARBOMEDICS».

На правом этапе разработке был произведен анализ ранка двухстворчатых механических искусственных клапанов сердца. Выяснилось, что все модели клапана имели недостаточно хорошие гемодинамические свойства по сравнению с естественными клапанами сердца, а также имели круглый корпус. На основе этих данных мы предлагаем улучшить гемодинамические свойства клапана, разработав овальный корпус, что является естественной формой для митрального клапана сердца.

На втором этапе разработки был произведен анализ различных креплений створок. По итогу мы остановились на шарнирном механизме крепления створок «бабочка», которые широко используются в клапанах CARBONICS, модернизировав их под наш корпус.

На третьем этапе разработки было создано 2 модели клапанов в программе SolidWorks с поперечным и продольным креплением створок. При сборке клапанов выяснилось, что конструкция клапана с поперечным креплением является наилучшей, т.к. является более надежной, рис. 1.



а б

Рис. 1. Разработанная модель КС, где: а - диметрия модели,
б - разрез модели в плоскости OXY

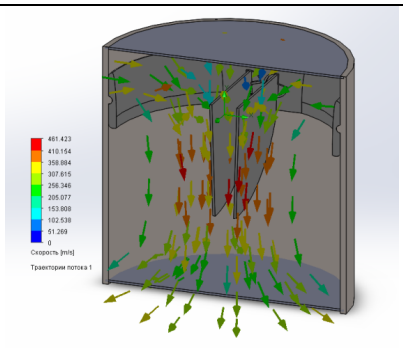
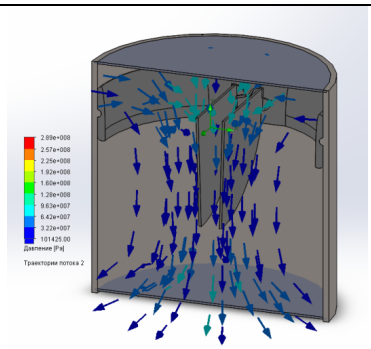
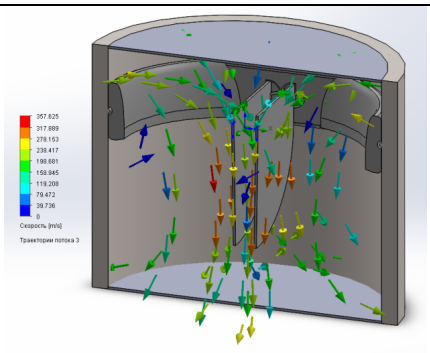
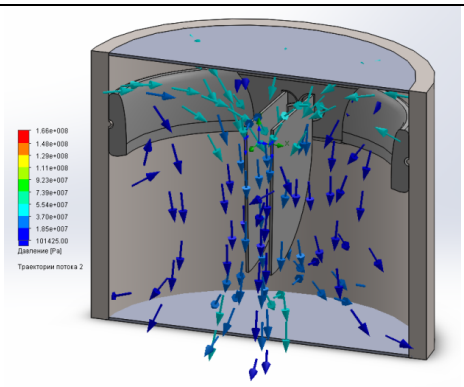
Для сравнения была создана модель клапана Carbonics в программе Solidworks и проведен тест на гемодинамические свойства в Flow Animation. Результаты исследований приведены в табл. 1.

Из полученных данных видно, что давление в новой модели клапана равномерно распределено по всей верхней части потока, что предотвращает турбулентность потока крови уже на начальном этапе диастолы. Если рассматривать скорость потока крови в клапане Carbonics, то можно заметить, что скорость центрального и периферийного потоков сильно разнятся, что может негативно сказаться на самочувствии пациента. Данное явление может вызвать шумы в сердце, а также дополнительную нагрузку на крепление створок, что снижает долговечность клапана. В новой модели клапана эти проблемы удалось минимизировать, разность скоростей потока не превышает 0,08 м/с.

Таблица 1

Сравнительные характеристики клапанов сердца

Модель клапана	Центральный поток									
	Скорость, м/с					Давление, МПа				
Круглый корпус	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
	2,56	3,20	4,20	3,50	2,56	0,96	0,81	0,37	0,41	0,45
Овальный корпус	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
	2,57	2,76	2,84	2,62	1,98	0,54	0,52	0,36	0,39	0,29
	Периферийный поток									
	Скорость, см/с					Давление, МПа				
Круглый корпус	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
	3,24	3,21	3,18	3,59	2,49	0,52	0,59	0,34	0,42	0,31
Овальный корпус	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
	2,57	2,71	2,76	2,61	1,98	0,54	0,52	0,33	0,35	0,29
	Скорость, м/с					Давление, Па				

Круглый корпус		
Овальный корпус		

Для упрощения расчетов траектория потока была разделена на 5 периодов, обозначенных как I - V, где: I – протодиастолический период, II - период изометрического расслабления, III – фаза быстрого наполнения, IV - фаза медленного наполнения, V – пресистолический период.

Выводы: показано, что разработанная модель двухстворчатого клапана сердца с овальным корпусом имеет удовлетворительные гемодинамические характеристики и решает проблемы неравномерности скорости и давления потока крови, которые свойственны аналогичным моделям клапанов с круглым корпусом.

Литература

1. ГОСТ 26997-2002. Клапаны сердца искусственные. Общие технические условия. М.: Изд-во стандартов, 2004. – 13с.

2. Малиновский Н. Н., Константинов Б. А., Дземешкевич С. Л. Биологические протезы клапанов сердца. М: Медицина, 1988. - 256 с.

3. Фурсов Б. А. Биопротезирование клапанов сердца: Автореф. дис. д-ра мед. наук. М.: ФГБУ ННПЦССХ им. А.Н. Бакулева МЗ РФ, 1982. – 40с.

4. Соколов В.Е., Небогатиков Р.С., Варламов Д.А., Смоленко А.М. Новая модель клапана сердца на основе ИКС «Трикардикс». Самара: Л-Журнал, 2017. – 2с.

5. Варламов Д.А., Небогатиков Р.С., Смоленко А.М. Проектирование четырехстворчатого механического протеза клапана сердца. Самара: Л-Журнал, 2017. – 2с.

6. Патент ПМ № 178536 от 17.07.2017. Варламов Д.А., Мартюшов Г.Г., Пичхидзе С.Я. Протез клапана сердца.

7. Небогатиков Р.С., Варламов Д.А., Ганем Мохамед Али Абузид, Пичхидзе С.Я. Сравнение новой модели двухстворчатого клапана сердца с клапаном Carbomedics по гемодинамическим характеристикам. Курск: ЮЗГУ, 2018. – 3с.

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ВКЛАДЫША ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО ЭНДОПРОТЕЗА

А.А. Воловикова, С.Р. Легкова

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

При создании любого имплантата выбор материала является важнейшим этапом, который нередко определяет успех всего комплекса опытно-конструкторских исследований и производственных работ.

К материалам, которые применяют в настоящее время в эндопротезировании коленного сустава, относят: металлы и их сплавы, керамику, костный цемент (полиметилметакрилат), полиэтилен и т.д.

Рассмотрим вкладыш между бедренным и большеберцовым компонентом, он представляет собой платформу с ножкой в виде цилиндрического конуса. Подвижный вкладыш выполняет функцию менисков в нормальном коленном суставе, что позволяет более точно воспроизвести траекторию движения и увеличить его объем, максимально приближая к нормальному [1]. Для его изготовления в основном используют полимеры, такие как полиэтилен (ПЭ) $(C_2H_4)n$ и полипропилен (ПП) $(C_3H_6)n$. И тот, и другой получены путем полимеризации – процессом последовательного соединения молекул вещества в более крупные молекулы [3]. Сравним два высокомолекулярных соединения, уточним чем один полимер отличается от другого и какой лучше всего в использовании. В первую очередь рассмотрим ПЭ. Стоит отметить, что в эндопротезировании используют полиэтилен низкого давления (ПЭНД), который получают в результате полимеризации этилена в присутствии катализатора Циглера–Натта, например, смесь $TiCl_4$ и $Al(C_2H_5)_3$, при атмосферном или повышенном (до 5 МПа) давлении. Он отличается от ПЭ высокого давления (ПЭВД) меньшей разветвленностью цепей и большей плотностью, поэтому его называют ПЭ высокой плотности [4, 5].

Основными свойствами ПЭ, обеспечивающими ему применяемость, являются: 1) высокая механическая прочность; 2) электроизоляционные характеристики; 3) твердость; 4) химическая устойчивость к воздействию агрессивных сред (кислот, щелочей); 5) устойчивость к ударным нагрузкам; 6) высокая морозостойкость; 7) длительное использование ПЭНД ограничено температурой 60…100 ℃; 8) биологическая инертность; 9) повышенные антифрикционные свойства; 10) долговечность [5].

Рассмотрим еще одно высокомолекулярное соединение – ПП, которое также обладает высокой прочностью (ПП и ПЭ имеют схожие показатели прочности на разрыв, а также ударной вязкости), устойчивостью к истиранию, химической стойкостью. Данное соединение получают полимеризацией пропилена в присутствии металлокомплексных катализаторов, например, катализаторов Циглера-Натта (например, смесь $TiCl_4$ и AlR_3) [2].

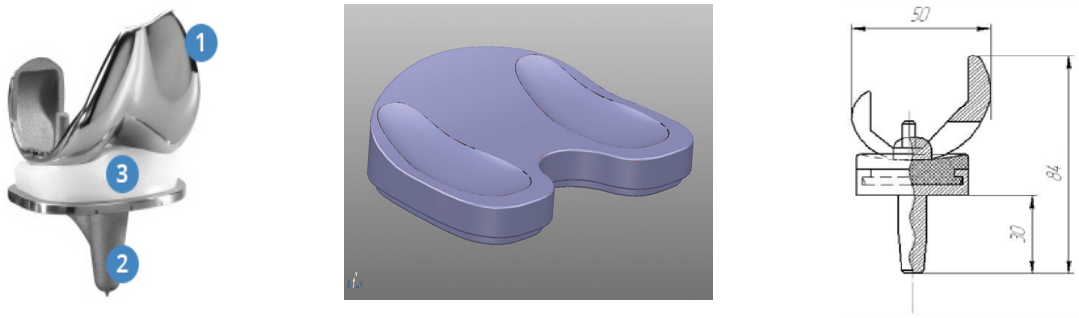
Перечислим свойства, присущие вкладышам на основе ПП: 1) тонкий и ультратонкий размер зерна, гарантирующий отменную полировку поверхности; 2) имеет вес как минимум на 0,04 г/куб. см. меньше по сравнению с самой легкой маркой ПЭ; 3) плавится при высоких температурах (180 ℃); 4) менее морозостоек; 5) хрупок при низких температурах [5].

Для выяснения, какой вид полимеров лучше использовать, проводили опыты по определению критического разрушающего напряжения при температурах: -15…36,6 ℃, табл.1.

Таблица 1

Результаты физико-механических испытаний ПП и ПЭ

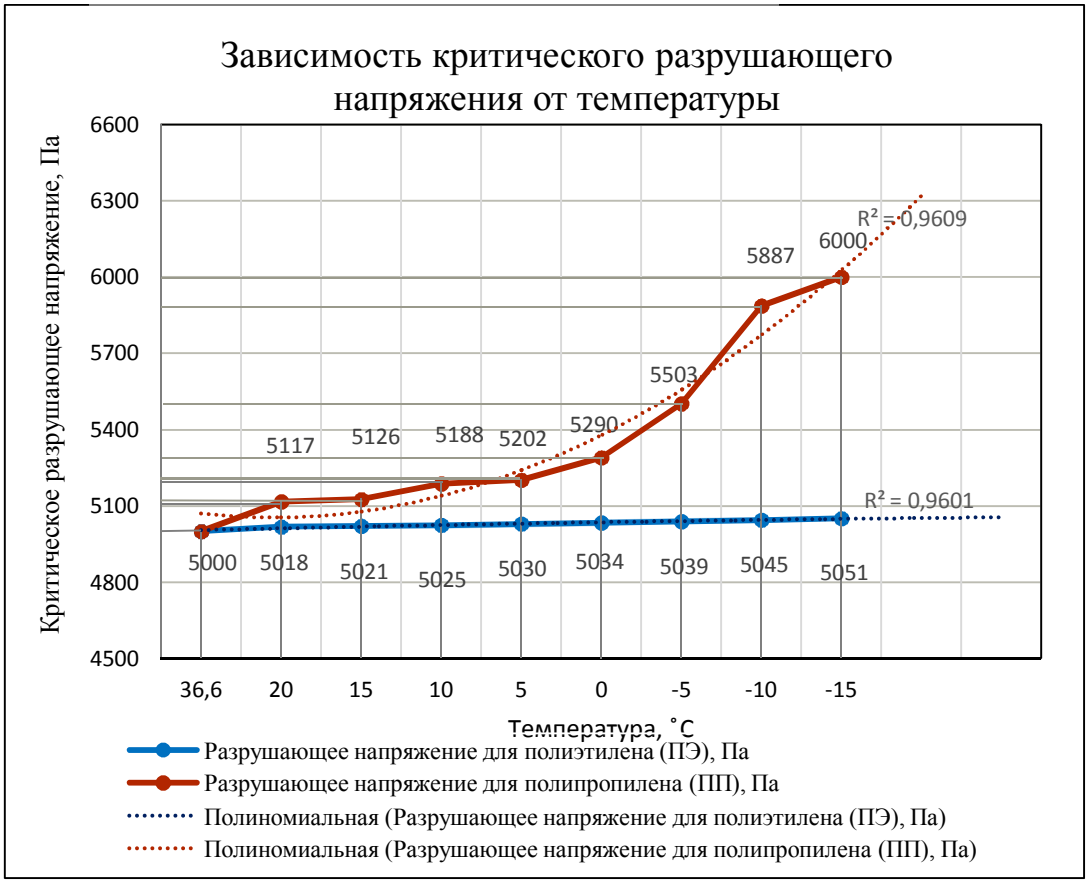
Температура, ℃	Разрушающее напряжение для ПЭ при толщине образца 15 мм, Па	Разрушающее напряжение для ПП при толщине образца 15 мм, Па
36,6	5000	5000
20	5018	5117
15	5021	5126
10	5025	5188
5	5030	5202
0	5034	5290
-5	5039	5503
-10	5045	5887
-15	5051	6000



а б в

Рис. 1. Эндопротез коленного сустава, где: а - 1-бедренный компонент; 2-большеберцовый компонент; 3-полиэтиленовый вкладыш, б - 3D-модель вкладыша, в - чертёж эндопротеза коленного сустава

По данным графика можно сделать вывод о том, что при понижении температуры, разрушающее напряжение для ПЭ растёт неинтенсивно, в отличие от разрушающего напряжения ПП. Вкладыши с применением ПЭ также удобны в использовании, потому что будут выдерживать достаточно большие нагрузки при низких температурах.



В доказательство результатов проведенных исследований, а также того, что в использовании ПЭ-вкладыши превосходят по свойствам полипропиленовые, приведен рис. 2.

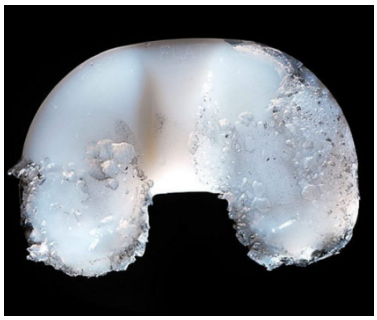


Рис. 2. Вкладыш после износа

На рис. 2 изображён компонент, который был извлечен у пациента после 16 лет активной жизни, прогулок и катания на велосипеде, при этом пациент был далеко не стройным. Это – неплохой показатель износа для ПЭ - вкладыша [1…7].

Выводы: проведено статическое исследование зависимости критического разрушающего напряжения от температуры, выявлен наиболее подходящий в эндопротезировании вид высокомолекулярного соединения. Усовершенствование вкладыша эндопротеза коленного сустава с использованием высокомолекулярного ПЭ будет обеспечивать сохранение прочности в широком диапазоне температур. Конструкция эндопротеза будет достаточно надёжна и эргономична.

Литература

1. Патент РФ №2121319. Эндопротез коленного сустава / Кабаргин С.Л.; Кузнецов Г.И.; Иванова Л.П.; Огородников В.Б.; Новоселов К.А.; Засульский Ф.Ю., 1998.

2. Хомченко И.Г. Общая химия. Полимеры. – М.: РИА Новая волна, 2014. – 445 с.

3. Лясникова А.В. Материалы и покрытия в медицинской практике / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, Т.Г. Дмитриенко. - Саратов: Научная книга, 2011. - 300 с.

4. Белякова О.В., Перинская И.В., Пичхидзе С.Я. Биосовместимое антимикробное покрытие эндопротеза коленного сустава. Самара: Л-Журнал, 2016. – 2 с.

5. Воловикова А.А., Легкова С.Р., Пичхидзе С.Я. Модернизация вкладыша коленного эндопротеза. Курск: ЮЗГУ, 2018. – 3с.

6. Ю-Винг Май, Жонг-Жен Ю. Мир материалов и технологий. Полимерные нанокомпозиты. – М.: РИЦ Техносфера, 2011. – 600 с.

7. К. Гонсалвес, К. Хальберштадт, К. Лоренсин, Л. Наир. Наноструктуры в биомедицине. - М.: Лаборатория знаний, 2012. – 538 с.

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ МАТЕРИАЛА ХИРУРГИЧЕСКИХ СКОБ

Т.Ю. Сёмина, О.А. Андреева

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

Хирургические скобы – один из видов шовного материала. Применяются в хирургии для бескровного соединения краев раны, рис. 1.

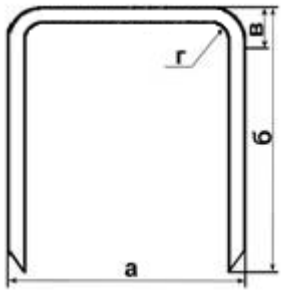


Рис. 1. Схематическое изображение хирургической скобы

а - длина спинки скобы - 4 мм

б - длина ножек скобы - 4,8 мм

в - длина изгиба скобы

г - радиус изгиба скобы

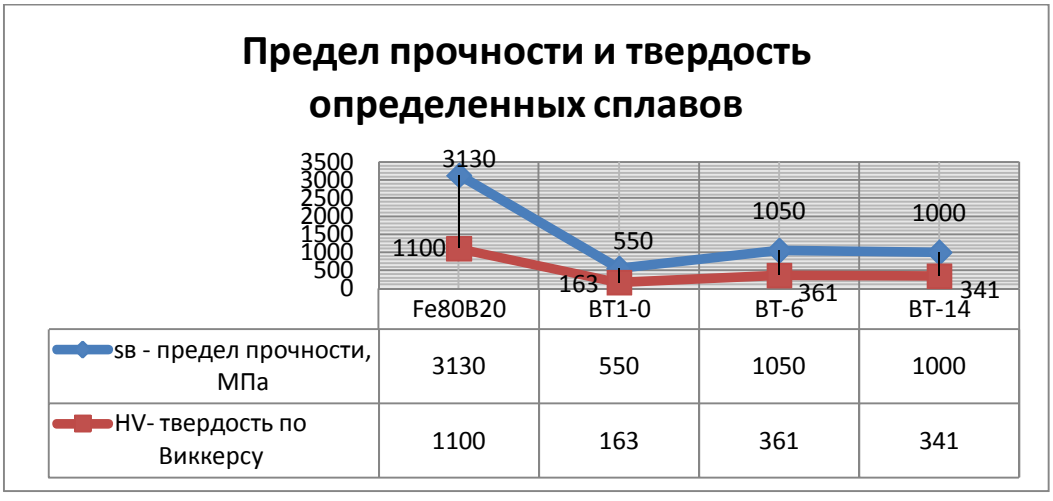
Цель работы: усовершенствование хирургических скоб путем замены основного материала ВТ1-0 на сплавы $Fe_{80}B_{20}$ и $Ti_{44.1}Zr_{9.8}Pd_{9.8}Cu_{30.38}Sn_{3.92}Nb_2$.

Физико-химические свойства *металлических стекол* (аморфный металл) значительно отличаются от свойств литых сплавов. Отсутствие дислокаций приводит к тому, что металлические стекла обладают очень высокой прочностью, а благодаря высокой твердости они износостойки. Предполагается, что основная причина высокой коррозионной стойкости аморфных сплавов заключается в отсутствии специфических дефектов кристаллической решетки – дислокаций и границ между зернами. Например, скорость коррозии аморфного сплава, содержащего железо, никель и хром, в растворе соляной кислоты практически равна нулю. Для сравнения можно сказать, что скорость коррозии «классического» коррозионностойкого сплава железа с никелем и хромом (нержавеющая сталь) в той же среде превышает 10 мм/год [1…6].

Аморфный металл (металлическое стекло) в среднем в 5–7 раз прочнее своего кристаллического аналога. Сплав $Fe_{80}B_{20}$ имеет прочность на разрыв 370 кгс/мм^2 – что в десять раз прочнее железа, вдвое прочнее лучших легированных сталей [6].

Таблица1

Предел прочности и твердость определенных сплавов

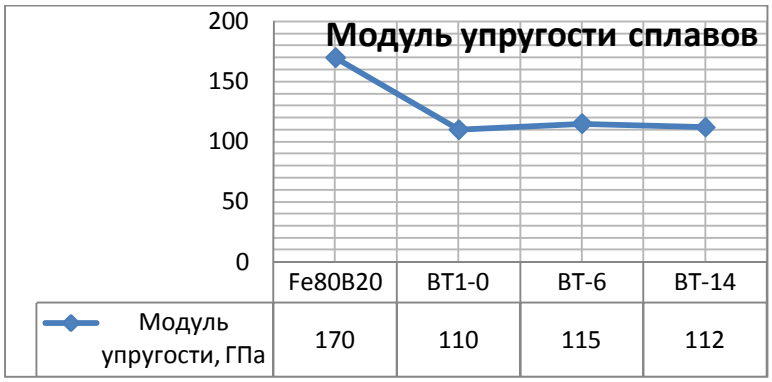


По данным графика можно сделать вывод о том, что показатели предела прочности и твердости сплава $Fe_{80}B_{20}$ превышают показатели сплавов из титана, имеющих кристаллическую решетку.

Характерной особенностью потребительских свойств металлических стекол является высокая прочность в сочетании с большой пластичностью (для $Fe_{80}B_{20}$ - E/ат 50 - значение, близкое к теоретически максимально возможному значению), что позволяет материалу проявить эффект суперэластичности [3].

Таблица 2

Модуль упругости сплавов



Также можно использовать ОМС (объемные металлические стекла) типа $Ti_{44.1}Zr_{9.8}Pd_{9.8}Cu_{30.38}Sn_{3.92}Nb_2$ диаметром до 5 мм, не содержащие вредного для организма легирующего элемента никеля, имеющие высокую коррозионную стойкость [5]. Для этого же сплава стержни диаметром 2 мм демонстрируют лучшие сочетание механических свойств (например, большой пластической деформации и высокой текучести) [4, 7].

Выводы: проведено статическое исследование, выявлен наиболее подходящий сплав для хирургической скобы. Усовершенствование скобы с использованием сплава $Fe_{80}B_{20}$ обеспечивает высокую прочность в сочетании с высокой пластичностью и коррозионной стойкостью. Предложенная конструкция скобы достаточно надёжна и эргономична.

Литература

1. Лясникова А.В. Материалы и покрытия в медицинской практике / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, Т.Г. Дмитриенко. – Саратов: Научная книга, 2011. - 300 с.

2. Адаскин А. М., Зуев В. М. Материаловедение и технология материалов: учеб. пособие. – М.: ФОРУМ: ИНФРА-М, 2017. – 336 с.

3. Лузгин Д.В., Полькин В.И. Свойства объемных металлических стекол – М.: «МИСиС», 2016.-15 с.

4. [https://d-nb.info/1068153504/34]

5. [http://www.dissers.ru/1tehnicheskie/razrabotka-tehnologii-polucheniya-issledovanie-strukturi-svoystv-obemnih-metallicheskih-stekol-takzhe-kompozitov-na.php]

6. [http://bmstu-kaluga.ru/images/dissovet/dissertant/h-diss.pdf]

7. Сёмина Т.Ю., Андреева О.А., Пичхидзе С.Я. К вопросу о модернизации хирургических скоб. Курск: ЮЗГУ, 2018. – 3с.

ПОВЕРХНОСТНАЯ МОДИФИКАЦИЯ СПИЦЫ КИРШНЕРА

Н.О. Морозова, А.Б. Хазова

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

Цель работы: создание спицы Киршнера для заживления переломов кости со специальным покрытием из гидроксиапатита для предотвращения отторжения спицы организмом в процессе заживления.

Спица Киршнера – тонкий металлический стержень, который используется в медицинской практике для скелетного вытяжения, а также для фиксации переломов. Так как данную спицу изготавливают из металла их сплавов (нержавеющая сталь с добавлением Ti или с покрытием из TiO_2), необходимо создать на её поверхности специальное покрытие, которые будет снижать риск отторжения стержня на протяжении всего лечения. С этой целью было выбрано биоактивное покрытие из гидроксиапатита ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) [1]. Чтобы нанести гидроксиапатит на поверхность спицы Киршнера, необходимо смешать порошок $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ и фосфатную связку, в качестве которой выступает Mg-ТКФ ($Mg_xCa_{3-x}(PO_4)_2$) в соотношении порошка и связки 1:2 соответственно (10 г $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ и 20 г ($Mg_xCa_{3-x}(PO_4)_2$). Нанесение покрытия производилось с методом плазменного напыления. Оптимальный режим напыления подбирался экспериментальным путем [2, 3].



Рис. 1 Модель спицы Киршнера

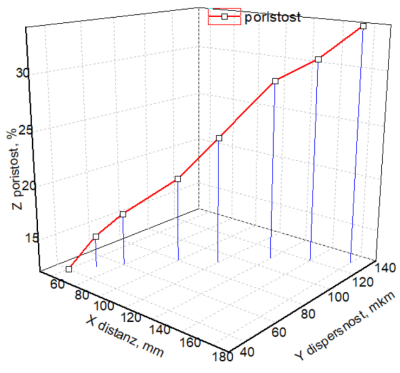


Рис. 2. Зависимость поверхностной пористости от дистанции напыления и дисперсности порошка

Дисперс-ность, мкм	Дистан-ция, мм	Пористость, %
40	60	12
50	70	15
60	80	17
80	100	20
90	120	24
110	140	29
120	160	31
130	180	34

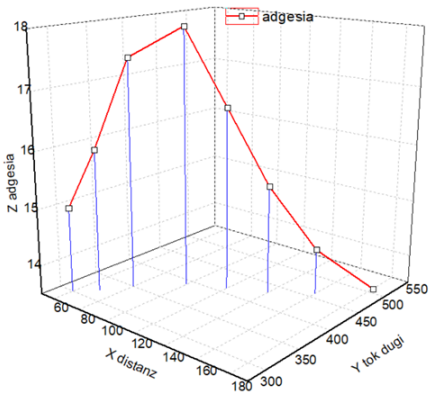


Рис. 3. Зависимость адгезии от дистанции напыления и тока дуги в плазмотроне

Адгезия, МПа	Дистанция, мм	Ток дуги, А
15	60	300
16	70	320
17,5	80	350
18	100	390
16,7	120	410
15,4	140	430
14,3	160	460
13,5	180	510

В результате экспериментов выяснено, что дисперсность напыляемого покрытия увеличивается с ростом дистанции напыления, а также увеличивается пористость. При дистанции напыления 100 мм наблюдается максимальная адгезия (18 МПа), при этом ток дуги в плазмотроне составляет 390 А, оптимальным режимом нанесения: дистанция 100 мм и ток дуги 390 А. В данном режиме можно получить пористость покрытия 20% и дисперсность 80%. Затем спицу с нанесенным покрытием подвергли обжигу при t=450°С в течение 1 ч. В итоге было получено усовершенствованное покрытие для спицы Киршнера.

Выводы: спроектирована спица Киршнера со специальным покрытием из смеси гидроксиапатита ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) и Mg-ТКФ ($Mg_xCa_{3-x}(PO_4)_2$), а также подобран режим напыления данного покрытия на внешнюю поверхность спицы.

Литература

1. Патент РФ на изобретение №2604085. Способ нанесения гидроксиапатитового покрытия на имплантаты. Авторы: Фомин А.А., Кошуро В.А., Родионов И.В.

2. Бутовский К.Г., Лясникова А.В., Лепилин А.В., Пенкин Р.В., Лясников В.Н. Электроплазменное напыление в производстве внутрикостных имплантатов / К.Г. Бутовский, А.В. Лясникова, А.В. Лепилин, Р.В. Пенкин, В.Н. Лясников. – Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2006. – 200 с.

3. Пат. РФ на изобретение №2158189. Способ нанесения гидроксиапатитовых покрытий. Авторы: Гузеев В.В., Верещагин В.И.,Гузеев В.В., Иванова Л.Р., Карлов А.В.

4. Морозова Н.О., Хазова А.Б., Пичхидзе С.Я. Нанесение гидроксиапатита на поверхность спицы Киршнера. Курск: ЮЗГУ, 2018. – 3с.

ИЗУЧЕНИЕ ПОРТАТИВНЫХ УСТРОЙСТВ, ПОМОГАЮЩИХ ЧЕЛОВЕКУ ВЕСТИ ЗДОРОВЫЙ ОБРАЗ ЖИЗНИ

И.Е. Терешин

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Л.Р. Григорьян

Кубанский государственный университет, г. Краснодар

1 Классификация портативных устройств, помогающих человеку вести здоровый образ жизни

Устройства рассмотренные в данной статье можно условно разделить на две группы:

1) узконаправленные устройства;

2) устройства широкого профиля.

Узконаправленные устройства

Эта группа портативных устройств отличается невысокой стоимостью и высокой точностью, по сравнению с устройствами широкого профиля. Это связано с высокой степенью специализации данных устройств. Примерами таких устройств являются: шагомер; пульсометр и многие другие.

Шагомер

Одним из самых первых устройств, созданным человеком, чтобы вести здоровый образ жизни, является шагомер. Так по информации интернет-ресурса [2], впервые устройство для подсчета шагов было придумано и разработано в 1525 году французским математиком Жаном Фернелем. Устройство представляло собой систему зубчатых колес и шестеренок, которые приводятся в движение своеобразным «качающимся рычагом», который вращает стрелки по четырем циферблатам, последовательно подсчитывающим единицы, десятки, сотни и тысячи шагов. Следующим, кто заинтересовался количеством пройденных человеком шагов, был Томас Джефферсон. Он так описывал свое изобретение: «Привяжите один конец ленты к петле шагомера, а к другому концу ленты прикрепите небольшой крючок «…» При каждом вашем шаге лента вытягивается во всю длину и шагомер точно подсчитывает количество ваших шагов». Шагомер Джефферсона и шагомер Фернеля схожи по своему строению и по методу детектирования шага. Эти приборы отличает высокая точность счета. Но это достоинство перекрывается недостатком – это громоздкость конструкции. Первым, кто поставил шагомеры в разряд устройств, помогающих человеку вести здоровый образ жизни, был японский доктор Йосиро Хатано, который разработал первый в мире электронный шагомер, и назвал своё уникальное устройство ««man-po-kei», что с японского дословно переводится как «датчик тысячи шагов». Каждый, кто покупал себе этот шагомер, стремился оправдать название приобретения, то есть пройти 1000 шагов.

В наше время шагомер – это электронное устройство, которое считает шаги по отрицательному ускорению, возникающему при перемещении прибора в пространстве с изменением высоты относительно земной поверхности, которое в свою очередь детектируется специальным датчиком – акселерометром.

Пульсометр

Пульсометр – это прибор, измеряющий частоту сердечных сокращений (ЧСС) через фиксацию пульсаций, возникающих в крупных сосудах на руке. Сердце выполняет роль насоса, прокачивающего кровь по двум кругам кровообращения. Кровь доставляет к органам и тканям кислород и питательные вещества, забирая от них метаболиты и углекислый газ. Чем больше кислорода требуется ткани, тем активнее работает сердце. Пример этого механизма – увеличение ЧСС при усилении физических нагрузок. Эта связь легла в основу оценки реакции организма на физические упражнения. По характеру и степени этой связи можно судить о состоянии здоровья человека.

История пульсометров начинается в двадцатом веке. В 1977 году финская компания Polar выпустила мобильный сердечный монитор. На год позже вышла рыночная версия этого устройства. Этот прибор представлял собой коробку с двумя электродами. Корпус крепился на поясе, а электроды – на грудную клетку. Пульсометр, в отличие от шагомера, изначально разрабатывался для оценки здоровья человека. Первым, кто всерьез задумался о важности пульса как физиологического показателя был Гигрофил Халкидонский. Этот врач впервые ввел такие термины как «систола» и «диастола». Так же он написал трактат о пульсе. Современные пульсометры можно разделить на две группы: с оптическим датчиком и с электрическим датчиком. Первым, кто описал электрическую активность сердца, был Вилле Эйнтховен. В 1902 году с помощью струнного потенциометра он обнаружил электрическую активность сердца. Для минимизации действий, необходимых для получения результатов, были разработаны оптические пульсометры. Наиболее важным в разработке оптических пульсометров является спектр поглощения электромагнитного излучения тканями организма. Для крови это значение находится между 500 и 600 нм, поэтому чаще всего в пульсометрах применяются источники света длиной волны 525 нм (зеленый цвет).

Устройства широкого профиля

Для этой группы устройств характерна высокая универсальность применения, к ним относятся совмещающие в себе функции детектирования физиологических сигналов абсолютно разных систем. Такая многофункциональность фитнес-устройств позволяет человеку более объективно оценить состояние своего здоровья по нескольким показателям сразу, не посещая медицинских учреждений и не тратя много времени. Примерами устройств широкого профиля являются: фитнесс-браслеты, фитнес-трекеры, умные часы и комбинированные медицинские приборы.

Общий алгоритм работы устройств, помогающих человеку вести здоровый образ жизни

После анализа литературы был составлен алгоритм, обобщающий работу портативных устройств, помогающих человеку вести здоровый образ жизни. Алгоритм представлен на рис. 1.

Из рис. 1 видно, что первым действием в алгоритме является сбор информации с датчиков. Далее алгоритм раздваивается. Один из путей отвечает за ведение статистических таблиц, а второй – за мониторингом отклонений. Далее условный оператор определяет превышает ли мгновенное значение допустимые пределами значения. После этого срабатывает механизм оповещения об отклонении. После этого включается следующий условный оператор, определяющий реакцию пользователя. Под реакцией подразумевается нормализация значения физиологического параметра. Если такой реакции нет, то условный оператор дает отрицательное значение и данные отправляются в центр сбора информации. Под центром сбора в данном случае подразумевается персональный компьютер (ПК) в мед. учреждении, или ПК, находящийся у тренера.

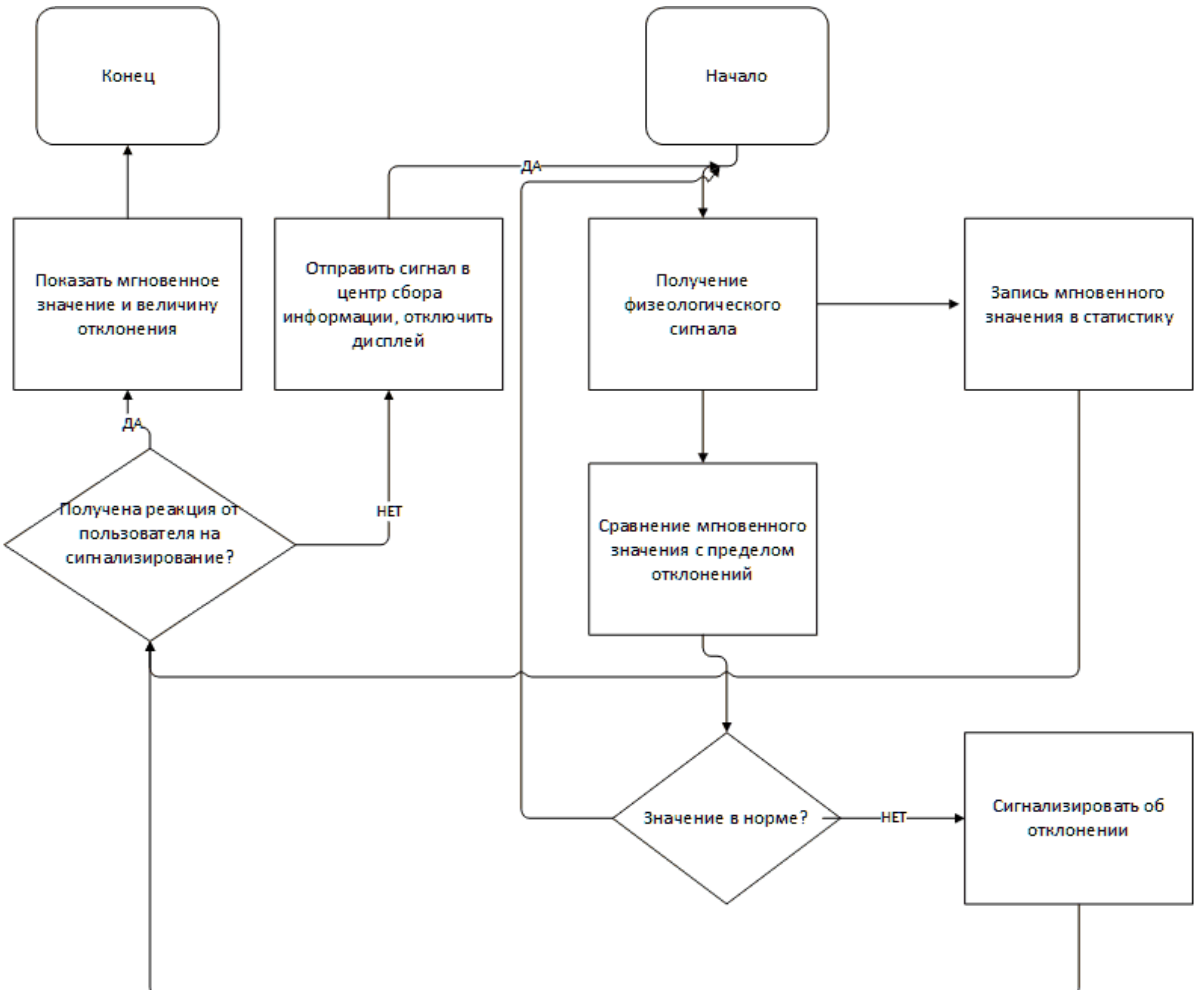


Рис. 1. Блок-схема обобщённого алгоритма работы

Для всех остальных пользователей центром сбора информации является телефоны родственников и близких, которые информируются о состоянии здоровья пользователя. При положительном выводе условного оператора отображаются мгновенные значения и отклонения от нормы, которые зафиксированы з последнее время.

Литература

1. Фитнес-браслет Huawei Band 2 PRO черный: [Электронный ресурс]// Интернет-магазин Онлайн Трейд. М., 1998-2018 URL: https://www.onlinetrade.ru/catalogue/sportivnye_braslety-c1329/huawei/fitnes_braslet_huawei_band_2_pro_chernyy_55022206-

1147313.html?utm_source=market.yandex.ru&utm_medium=cpc&city=9&frommarket=http%3A//market#tabs_description/. (Дата обращения 22.04.2018)

2. Medgadgets [Электронный ресурс] // Geektimes. M., 2006-2018 URL: https://geektimes.com/company/medgadgets/blog/250670/. (Дата просмотра 22.04.2018)

ПОЛУЧЕНИЕ АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫХ НЕТКАНЫХ МАТЕРИАЛОВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Ю.А. Тимошина

Научный руководитель: д.т.н., профессор Э.Ф. Вознесенский

Казанский национальный исследовательский технологический университет, г. Казань

Нетканые материалы все более широко применяются в медицине, способствуя повышению качества оказания медицинских услуг и, в первую очередь, обеспечение должного уровня санитарно-гигиенической безопасности пациента как потребителя данных услуг [1]. При этом наиболее широко используются материалы, полученные по технологиям «спанбонд» и «спанлейс» [2], которые являются исходными материалами для производства одноразовой медицинской и хирургической одежды и белья, одноразовых средств индивидуальной защиты. Важной задачей для нетканых материалов, обладающих выраженными антибактериальными свойствами, является сведение к минимуму распространение возбудителей заболеваний внутри медицинских учреждений.

Для получения полипропиленовых нетканых материалов с антибактериальными свойствами их пропитка производилась водным

коллоидным раствором наночастиц серебра. Препараты на основе наночастиц серебра имеют ряд преимуществ, среди которых эффективность воздействия против наиболее распространенных микроорганизмов, нетоксичность применяемых концентраций биоцида для человеческого организма, а также невысокая стоимость препаратов на основе наночастиц серебра, которая не должна привести к значительному удорожанию готового изделия с антибактериальными свойствами.

Для установления влияния концентрации биоцида на изменение антибактериальной активности нетканых материалов оценивали величину зоны задержки роста микроорганизмов вокруг пробы образца. Антибактериальную активность образцов исследовали на грамположительных (Bacillus subtilis) и грамотрицательных (Escherichia coli) тест-культурах микроорганизмов [3]. Полученные зависимости антибактериальной активности материалов от концентрации антибактериального препарата представлены на рис. 1.

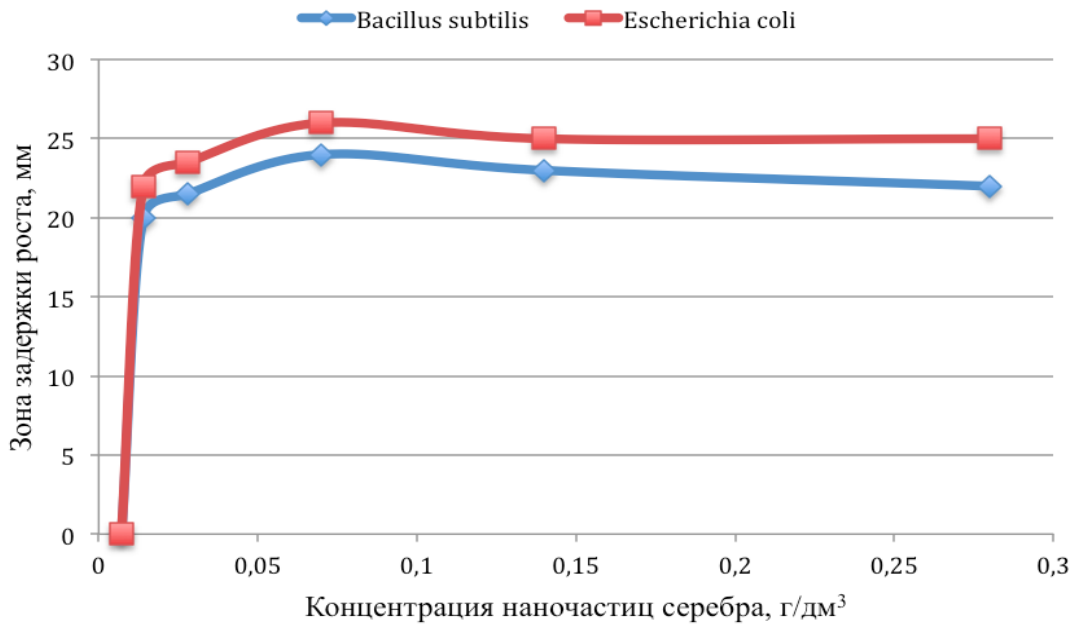
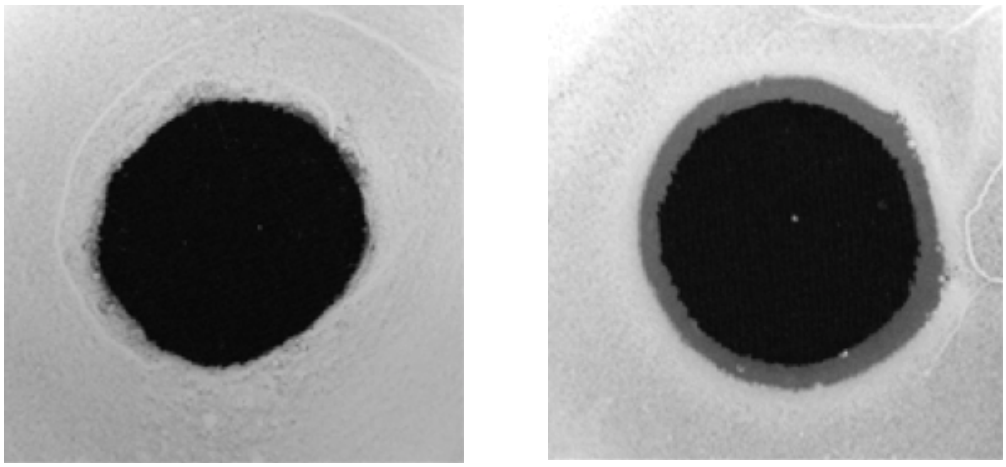


Рис. 1. Влияние концентрации антибактериального препарата на величину зоны задержки роста микроорганизмов

Анализ полученных экспериментальных данных показывает, что наибольшие значения зон задержки роста наблюдаются у образцов нетканых материалов, пропитанных раствором с концентрацией начастиц серебра 0,07 г/дм^3. Наглядные изображения зоны задержки роста Bacillus subtilis для образцов материала до и после его модификации наночастицами серебра представлены на рисунке 2.



а *б*

Рис. 2. Антибактериальная активность нетканого материала до (а) и после (б) его модификации наночастицами серебра

Далее был экспериментально установлен оптимальный режим высокочастотной емкостной плазменной обработки нетканых материалов, модифицированных наночастицами серебра, приводящий к устойчивому закреплению наночастиц серебра в поверхностном слое данных материалов: Wp=1,4 кВт, t=180 с, P=30 Па, G=0,04 г/с, плазмообразующая среда – смесь газов аргон пропан-бутан [4].

Эффективность плазменной обработки нетканых материалов с целью закрепления наночастиц серебра на их поверхности исследовалась путем определения количества содержащегося в образце серебра до и после цикла газовой стерилизации в среде окиси этилена. Количество серебра, содержащегося в каждом исследуемом образце, определялось методом атомно-

эмиссионного анализа. Полученные экспериментальные данные свидетельствуют, что для необработанного образца количество наночастиц серебра после газовой стерилизации снижается на 18%, тогда как для плазмомодифицированного образца количество серебра на поверхности остается неизменным. Таким образом, можно сделать вывод, что модификация спанбонда коллоидным раствором наночастиц серебра с применением плазменной обработки позволяет получать нетканые материалы с устойчивыми антибактериальными свойствами.

Литература

1. Абаева, Л.Ф. Наночастицы и нанотехнологии в медицине сегодня и завтра / Л.Ф. Абаева, В.И. Шумский, Е.Н. Петрицкая, Д.А. Рогаткин, П.Н. Любченко // Альманах клинической медицины. – 2010. – № 22. – С. 10-16.

2. Коровина, М.А. Текстиль на службе медицины / М.А. Коровина, Л.К. Борисова // Швейная промышленность. – 2013. – №2. – С. 39-42.

3. Букина, Ю.А. Применение плазменной обработки для получения антибактериальных текстильных материалов / Ю.А. Букина, Е.А. Сергеева // Международная научная конференция «Плазменные технологии исследования, модификации и получения материалов различной физической природы»: сборник материалов конференции. – Казань: Изд-во КНИТУ, 2012. – С. 251.

4. Timoshina, Y.A. Modification of a surface of synthetic fibrous materials by silver nanoparticles with application of plasma processing / Y.A. Timoshina, E.S. Tskhay, E.F. Voznesensky, G.R. Rahmatullina, V.P. Tikhonova, F.S. Sharifullin // Journal of Physics: Conf. Series. – 2018. – V.1058. – P. 012039.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ЧАСТОТЫ НИЗКОИНТЕНСИВНЫХ РАЗРЯДОВ НА СВОЙСТВА КАЛЬЦИЙ-ФОСФАТНЫХ ПОКРЫТИЙ, СФОРМИРОВАННЫХ НА ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ МЕТОДОМ МИКРОДУГОВОГО ОКСИДИРОВАНИЯ

М. Ткачев, Е.А. Солдатова

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент С.И. Твердохлебов

Томский политехнический университет, г. Томск

Введение

Титан (Ti) и титановые сплавы обладают отличной механической прочностью, химической стойкостью и биосовместимостью [1]. Однако использование металлических имплантатов сопряжено с рядом проблем, связанных с низкой адгезией с окружающими тканями в организме, что может привести к его отторжению. С целью устранения данных недостатков на поверхность имплантатов наносят кальцийфосфатные (КФ) покрытия [2]. Одним из наиболее применяемых способов осаждения пористого биокерамического слоя на титане и его сплавах является метод микродугового оксидирования (МДО). Изменяя характеристики разряда МДО, такие как амплитуда, частота и длительность импульса, можно получать покрытия с различной морфологией и свойствами поверхности [3].

Известно, что при низких длительностях импульса разряды менее интенсивны и имеют большую пространственную плотность, что обеспечивает формирование более плотных и однородных покрытий по сравнению с высокоинтенсивными разрядами, время жизни которых составляет сотни мкс [4]. Однако в литературе недостаточно работ, посвященных изучению влияния

частоты импульсов на свойства и структуру покрытий, сформированных при низкой длительности импульса.

Таким образом, целью данной работы являлось изучение влияния частоты низкоинтенсивных импульсов на свойства и структуру КФ покрытий, сформированных методом микродугового оксидирования.

Материалы и методы

В качестве материала подложки использовали образцы из титана марки ВТ1-0 с размерами 20×20×1 мм^3. КФ покрытия на поверхности подложек формировали методом МДО в насыщенном растворе CaO в 10% H_3PO_4 с добавлением дисперсионной фазы гидроксиапатита с размером частиц до 70 мкм. Формирование покрытий осуществляли при напряжении 350 В, скорости подъёма напряжения 3 В/с на протяжении 60 минут. Длительность импульсов составляла 50 мкс а, их частоты составляли 25, 50, 100, 200 Гц. Исследование толщины покрытий проводили на приборе КОНСТАНТА 5. Измерение краевого угла смачивания жидкости, помещенной на поверхность исследуемого материала, было выполнено с использованием оптического гониометра Easy Drop – 100. Морфологию и элементный состав покрытий изучали методом сканирующей электронной микроскопии на микроскопе JCM-6000.

Результаты и их обсуждение

Морфология покрытий, исследованная с помощью сканирующей электронной микроскопии, представлена на рис. 1. Поверхности всех исследуемых покрытий характеризуются развитой пространственной организацией, покрытие однородное.

С увеличением частоты импульсов с 25 до 200 Гц размер кратеров, их количество, изменяются незначительно. В то время, как толщина, увеличивается примерно в 2 раза (Рисунок – 2 А). Основной рост толщины происходит до 100 Гц, и в дальнейшем изменяется незначительно. Данное явление можно объяснить тем, что увеличение частоты импульсов приводит к

увеличению актов возникновения разрядов, а, следовательно, росту толщины покрытия [4]. При частоте 100 Гц максимально возможная длительность разряда составляет 10 мкс, это означает что при данных частотах невозможны высокоинтенсивные разряды. Исходя из этого можно сделать вывод что наибольшая эффективность, заключающаяся в росте толщины однородного покрытия, наблюдается при значениях частот от 100 Гц.

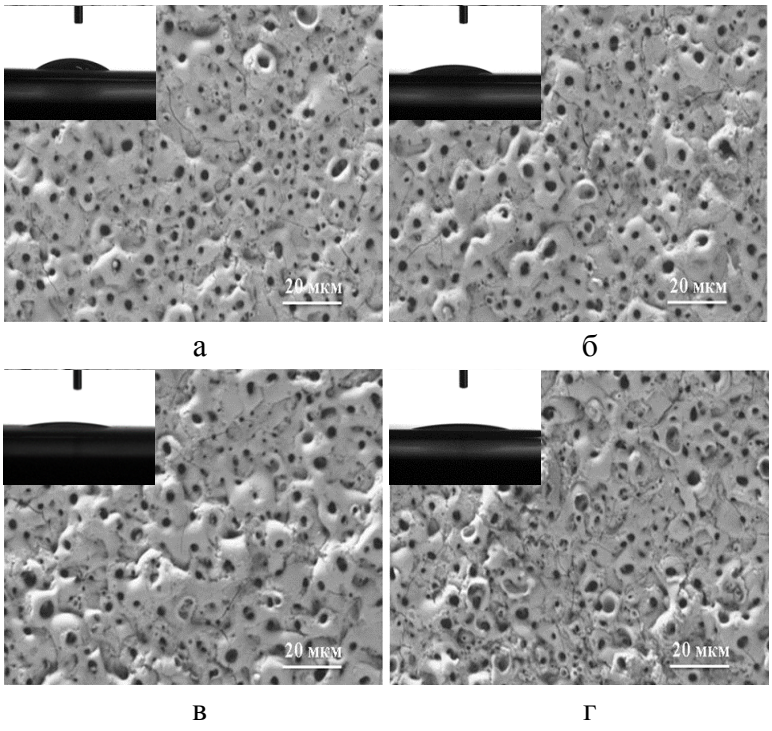


Рис. 1. Поверхность КФ покрытий, сформированных при частотах импульсов:
а – 25 Гц, б –50 Гц, в – 100 Гц, г – 200 Гц

Значение краевого угла смачивания (рис. 2 Б) поверхности уменьшается с ростом частоты импульсов и значительно меньше значения краевого угла смачивания для титана без покрытия.

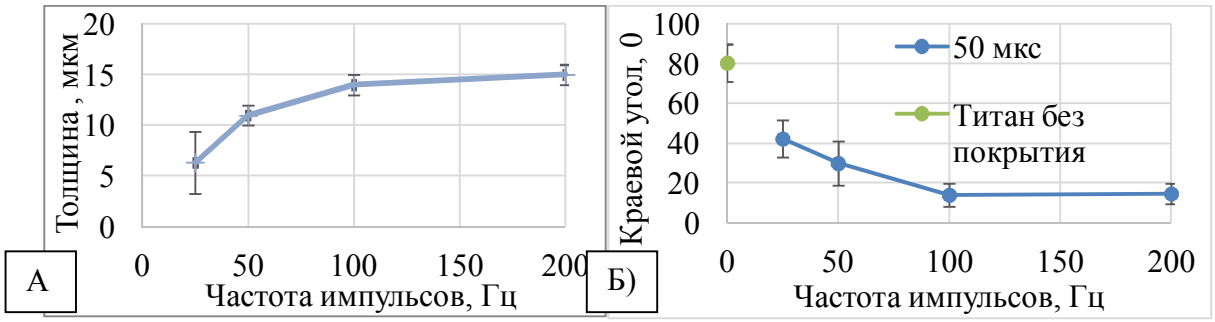


Рис. 2. А –Зависимость толщины поверхности от частоты импульсов,

Б – Зависимость краевого угла смачивания поверхности от частоты импульсов

Состав покрытий исследовали с помощью энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (таблица 1). Как видно из таблицы 1, элементный состав покрытий, с ростом частоты импульсов изменяется незначительно.

Таблица 1

Элементный состав МДО покрытий

Частота импульсов, Гц	O	P	Ca	Ti	Ca/P
25	62,3±0,2	15,2±0,1	7,5±0,1	15,0±0,2	0,49±0,02
50	61,2±1,2	15,5±0,4	7,5±0,2	15,8±0,9	0,49±0,02
100	62,5±0,1	15,4±0,1	7,8±0,1	14,4±0,1	0,50±0,02
200	61,5±0,1	16,2±0,1	8,6±0,1	13,6±0,1	0,53±0,02

Заключение

В работе исследовано влияние частоты низкоинтенсивных импульсов на свойства и структуру КФ покрытий, сформированных методом микродугового оксидирования. Показано, что увеличение частоты импульсов приводит к росту толщины формируемых покрытий и увеличению их гидрофобности. При этом следует отметить, что морфология и химический состав покрытий практически не изменяются в зависимости от частоты импульсов.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации, Федеральная целевая программа (соглашение № 14.575.21.0140, уникальный идентификатор RFMEFI57517X0140).

Литература

1.Li L. H., Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation – Biomaterials, 2004. – С. 2867-2875.

2.Карлов А. В., Шахов В. П. Системы внешней фиксации и механизмы оптимальной биомеханики. – Томск: Stt., 2001. – С. 9.

3. Dunleavy C. S. Characterisation of discharge events during PEO – Surface and Coatings Technology, 2009. – С. 3410-3419.

4. Habazaki H. Formation of wear-resistant PEO coatings on β-titanium alloy at different temperatures – Applied Surface Science, 2012. – С. 711-718.

ИССЛЕДОВАНИЕ БИОСОВМЕСТИМОСТИ ПОЛИКАПРОЛАКТОНОВЫХ МАТРИЦ И МИНЕРАЛИЗОВАННЫХ ВАТЕРИТОМ В УСЛОВИЯХ IN VIVO

Д.А. Тяпкина, С.В. Кустодов, К.А. Суровцева, Р.А. Мусаков,
М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга*

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов
**ГУЗ «Областная клиническая больница», г. Саратова*

Введение. Одним из важнейших направлений тканевой инженерии на сегодняшний день является создание трехмерных скаффолдов, применяемых для стимуляции процессов регенерации [1]. На сегодняшний день предпочтение отдают многокомпонентным скаффолдам, включающим искусственные и природные материалы [3]. Для улучшения остеоиндуктивных и остеокондуктивных свойств матриц в их состав включают неорганические вещества, стимулирующие данные процессы. Ватерит (CaCO3) является одним

из таких соединений, который способен активировать размножение клеток костной ткани [5].

Одним из основных требований, предъявляемых к скаффолдам, является биосовместимость. Имплантационные тестирования, в том числе и субкутанные, являются одним из важных и обязательных этапов оценки биосовместимости скаффолда [7].

Материал и методы. Эксперимент был выполнен на 40 белых крысах-самцах, которые были разделены на четыре равные группы: контрольная группа - 10 интактных крыс, группа сравнения – 10 ложнооперированных животных, которым выполнялось полное по объему оперативное вмешательство, но без имплантации матриц, группа отрицательного контроля - 10 животных, которым имплантировались матрицы на основе ПКЛ с адсорбированным чужеродным белком, не обладающие биосовместимостью, опытная группа – 10 крыс, которым субкутанно имплантировались ПКЛ/CaCO3-скаффолды.

На 21-е сутки после имплантации матриц или её имитации у ложнооперированных животных животные выводились из эксперимента путём передозировки препаратов наркоза.

Результаты. В ходе морфологического исследования препаратов в группе сравнения на 21 сутки эксперимента локальных признаков воспаления не выявлено. В соединительной ткани области имплантации преобладают клетки фибробластического ряда. Так, доля фибробластов составляет 54% от общего количества клеток. Фиброцитов было обнаружено 32%. Также обнаруживались единичные лейкоциты, преимущественно лимфоциты и макрофаги.

На 21-е сутки у группы отрицательного контроля вокруг скаффолда обнаруживается соединительнотканный барьер, инфильтрированный лейкоцитами, отек тканей перифокальной области. Количество фибробластов превышает таковое в препаратах группы ложнооперированных животных в 2

раза. В составе лейкоцитарной инфильтрации перифокальной области скаффолдов у животных группы отрицательного контроля преобладающим клеточным типами являются лимфоциты и макрофаги, количество которых составляет в среднем 13% и 11% клеток соответственно.

У животных группы отрицательного контроля наблюдается слабое заселение матрицы элементами фибробластического ряда, не выявлено признаков ее васкуляризации. Количество фибробластов и фиброцитов в матрице, не обладающей биосовместимостью меньше, чем в соединительной ткани зоны имитации имплантации группы ложнооперированных крыс в 3 и 4,5 раза соответственно. В ПКЛ-скаффолде с адсорбированным чужеродным белком наблюдается преобладание полиморфных лейкоцитов, которые составляют около 48 % от общего числа клеток. Определяются лимфоциты и макрофаги, число которых достигает в среднем 11% и 15%.

На 21-е сутки эксперимента у животных опытной группы в перифокальной зоне ПКЛ/CaCO3-скаффолда признаков воспаления вокруг ПКЛ/CaCO3-скаффолда у животных данной группы не выявлено. Преобладающим клеточным типом перифокальной области являются фибробластические элементы. Так, количество фибробластов и фиброцитов достигает 52% и 44% от общего числа клеток. При этом количество фибробластов в перифокальной области у животных данной группы в 2,3 раза меньше, чем вокруг матриц, не обладающих биосовместимостью, у крыс группы отрицательного контроля.

На 21-е сутки после имплантации ПКЛ/CaCO3-скаффолд заселяется фибробластическими элементами. Доля этих клеточных популяций составляет 34% и 60% от общего числа клеток соответственно. В структуре ПКЛ/CaCO3-скаффолд обнаруживаются единичные лейкоциты. Количество лейкоцитов в ПКЛ/CaCO3-скаффолдах в 1,5-2 раза ниже, чем в скаффолдах, не обладающих биосовместимостью, у крыс группы отрицательного контроля.

Заключение. При имплантации ПКЛ/CaCO3-скафолдов как локальных, так и системных признаков воспаления в окружающих скаффолд тканях не отмечается. При этом состав клеточных популяции скаффолдов характеризуется преобладанием клеток фибробластического ряда. Совокупность данных биохимических и морфометрических исследований позволяют констатировать высокую степень биосовместимости ПКЛ/CaCO3-скаффолдов и экспериментально обосновывают возможность их использования для тканевой инженерии.

Литература

1. Иванов А.Н., Козадаев М.Н., Пучиньян Д.М. и др. Изменения микроциркуляции при стимуляции регенерации тканей скаффолдом на основе поликапролактона // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2015. – Т. 14. – № 2(54). –P. 70-75.

2. Новочадов В.В. Проблема управления клеточным заселением и ремоделированием тканеинженерных матриц для восстановления суставного хряща. – Вестник Волгоград. гос. ун-та. – 2013. – № 1(5). – P. 19-28.

3. Do A.V., Khorsand B., Geary S.M., et al. 3D Printing of Scaffolds for Tissue Regeneration Applications. – Adv. Healthcare Mater – 2015. – № 4. P. 1742–1762.

4. El-Fiqi A., Kim J.H., Kim H.W. Osteoinductive fibrous scaffolds of biopolymer/mesoporous bioactive glass nanocarriers with excellent bioactivity and long-term delivery of osteogenic drug. – ACS Appl. Mater Interfaces – 2015. – № 7(2). – P. 1140-1152.

5. Saveleva M.S., Ivanov A.N., Kurtukova M.O., et al. Hybrid PCL/CaCO3 scaffolds with capabilities of carrying biologically active molecules: synthesis, loading and in vivo applications. – Materials Science & Engineering C-Materials for biological applications. – 2018. –№ 85. – P. 57–67.

ГИДРОФИЛЬНОСТЬ ПОВЕРХНОСТИ В ИМПЛАНТОЛОГИИ

К.С. Дорогова, О.А. Маркелова

Научный руководитель: ассистент О.А. Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Стимуляция остеоинтеграции – это изменение кинетики процессов в биологических тканях, осуществляемое с целью сокращения сроков.

Актуальной проблемой дентальной имплантологи - это снижение количества осложнений после имплантации зубов. Разработка новых приемов хирургических вмешательств будут способствовать сокращению сроков реабилитации пациентов, что позволит улучшению качества их жизни [1].

Клинические испытания показали, что имплантаты с гидрофильной структурой поверхности способствуют значительно быстрому и качественному заживлению после операции, чем другие.

Гидрофильность и гидрофобность - это характеристики взаимодействия поверхностей веществ (твёрдых тел) с молекулами воды, а также частный случай лиофильности и лиофобности - характеристик взаимодействия веществ с молекулами жидкостей различной полярности, определяющих степень их смачиваемости этими жидкостями. применяют не только к телам, обладающим поверхностью, но и к отдельным молекулам и ионам.

Гидрофильными являются вещества с полярными химическими связями: галогениды, оксиды и их гидраты, карбонаты, сульфаты, фосфаты, силикаты и алюмосиликаты (глины, стекла), а также клеточные мембраны [2].

Существует множество исследований микро- и макроструктуры поверхности дентальных имплантатов, доказывающих зависимость качественных и количественных показателей остеоинтеграции от особенностей рельефа поверхности имплантата и ее химического состава.

К параметрам, способным влиять на остеоинтегративные процессы относятся гидрофильность и шероховатость поверхности.

Гидрофильная поверхность (рис. 1) является более предпочтительной по сравнению с гидрофобной, так как наблюдается повышенная способность поверхности имплантата взаимодействовать с биологическими жидкостями, клеточными элементами, что имеет особенное значение на ранних этапах остеоинтеграции [3].

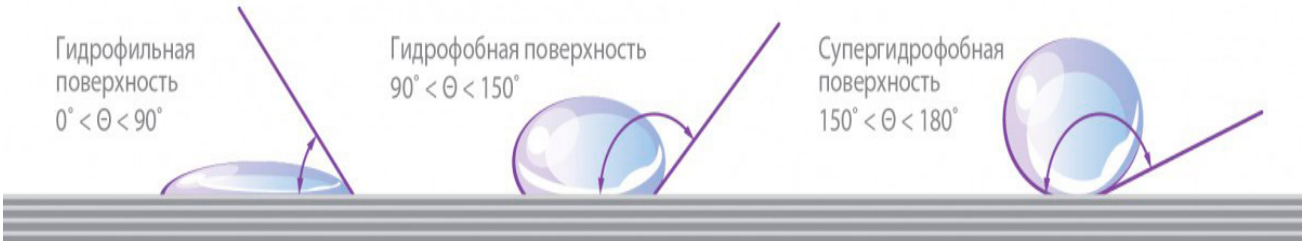


Рис. 1. Типы поверхностей

Гидрофильность и химическая энергия поверхности играют определяющую роль в первичном взаимодействии имплантата и физиологических сред организма. Взаимодействие начинается в момент первичного контакта с кровью, которое заключается в быстрой адсорбции и образовании пленки из белков плазмы на поверхности имплантата. Количество, состав, гомогенность и функциональность этой белковой пленки напрямую влияют на последующие процессы заживления и остеоинтеграции. Кровяной сгусток может считаться первой тканью, сформированной вокруг имплантата. Фибриновая матрица наряду с тромбоцитами могут считаться «ключевыми» игроками в структуре сгустка, обеспечивающими каркас, для последующей инвазии остеогенных клеток, а также запускающими процессы

дифференциации клеток, за счет высвобождения цитокинов и факторов роста, соответственно.

Биологическая активность формирования сгустка напрямую связанна с физико-химической способностью поверхности имплантата адсорбировать и активировать факторы свертывания крови на своей поверхности [3, 4].

Литература

1. Особенности морфологии цинкзамещенных трикальцийфосфатных покрытий, Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П., Загибашев М.В. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы. сборник материалов V Международной научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. 2016. С. 102-104.

2. С. В. Поройский, Д. В. Михальченко, Е. Н. Ярыгина, С. Н. Хвостов, А. В. Жидовинов / К вопросу об остеоинтеграции дентальных имплантатов и способах ее стимуляции // Вестник Волгоградского государственного медицинского университета, 2015. С. 6-9.

3. Гидрофильные характеристики поверхностных слоев плазменных покрытий, сформированных на модифицированной лазерным излучением титановой основе / Гришина И.П., Телегин С.В., Маркелова О.А., Дударева О.А., Лясникова А.В. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы. Сборник материалов VII Международной научной конференции для молодых ученых. 2018. С. 210-212.

4. Плазмонапыленные покрытия на основе замещенных трикальцийфосфатов и их гидрофильные характеристики / Лясникова А.В., Дударева О.А., Лясников В.Н., Маркелова О.А., Гришина И.П. // Вакуумная техника и технология. 2016. Т. 26. № 2. С. 4.1-4.2.

ОСОБЕННОСТИ СКАФФОЛДОВ ДЛЯ СТИМУЛЯЦИИ РЕГЕНЕРАЦИИ СКЕЛЕТНЫХ ТКАНЕЙ

С.В. Кустодов, Д.А. Тяпкина, Р.А. Мусаков, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга*

Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского, г. Саратов

**ГУЗ «Областная клиническая больница», г. Саратова*

Введение. В настоящее время одной из наиболее актуальных проблем, которая встречается во многих областях медицины, в частности, травматологии и ортопедии, является стимуляция восстановления функциональности и структурной целостности повреждённого участка ткани, посредством применения инновационных технологий тканевой инженерии, заключающихся в разработке определённых матриц, имплантируемых в область дефекта [5]. Данные скаффолды представляют собой трёхмерные структуры, которые при внедрении, играют роль внеклеточного опорного каркаса, в толще и по периферии которого и происходит регенерация ткани [1].

Матрицы должны обладать особыми свойствами для возможности восстановления тканей. Одним из главных требований, предъявляемых к скаффолдам, является их биосовместимость, так как имплантаты должны обладать возможностью васкуляризации, способностью к миграции клеточных элементов, не приводить к патологическим изменениям в организме [9]. Для формирования полноценной хрящевой и костной ткани, скаффолды так же должны иметь поры оптимального размера для обеспечения возможности васкуляризации и правильного метаболизма [6]. Для размножения и дифференцировки клеток необходимо наличие

адгезивной поверхности, а сроки биодеградации данных скаффолдов, с образованием не токсичных для организма продуктов, должны быть сопоставимы со сроками восстановления участка скелетной ткани [6].

Для создания скаффолдов используется широкий спектр разнообразных по своей природе веществ, имеющих как естественное, так и исскуственное происхождение [1].

Полимеры природного происхождения, например, хитозан, целлюлоза, коллаген, имеют схожую структуру с внеклеточным матриксом [12] и обладают способностью накапливать воду, что в совокупности позволяет сымитировать аналог скелетной ткани [10]. Однако матрицы, изготовленные из природных полимеров, не имеют определенной механической прочности, что является существенной проблемой при регенерации костной и хрящевой ткани.

Большее предпочтение при разработке скаффолдов отдаётся материалам синтетического происхождения, например, полигликолид, поливиниловый спирт и т.п. Преимущество применения искусственных полимеров заключается в простоте их использования, возможности модификации, и в их многофункциональности [4]. Наиболее перспективным является поликапролактон, который обладает биосовместимостью, необходимыми механическим свойствами [8], а так же длительным периодом биодеградации в организме [11].

При восстановлении хрящевой и костной ткани необходимо использование многокомпонентных скаффолдов, комбинированных из различных материалов с разными свойствами [3]. Так, в качестве дополнительного компонента возможно использование веществ керамической природы происхождения, например, гидроксиапатит, который не только обладает хорошей биосовместимостью из-за наличия минеральной основы, имитирующей костную ткань, но и увеличивает

остеоиндуктивные и остеокондуктивные характеристики матриц [2]. Однако имеются и недостатки – низкая механическая прочность и хрупкость, особенно при высокой пористости [7].

Выводы. Таким образом, для стимуляции регенерации повреждённого участка скелетной ткани, применение монокомпонентных скаффолдов не позволяет достичь всех предъявляемых к ним требований. Необходимо использовать матрицы, состоящие из различных материалов как искусственного, так и природного происхождения с включением в их состав минерального компонента, который является аналогом костной ткани и увеличивает остеоиндуктивные и остеокондуктивные характеристики скаффолдов. Такие матрицы будут обладать определённой механической прочностью, высокой биосовместимостью и длительным периодом биодеградации в организме, что определяет дальнейшие перспективы их использования для стимуляции регенерации скелетных тканей.

Литература

1. Иванов А.Н., Норкин И.А., Пучиньян Д.М. Возможности и перспективы использования скаффолд-технологий для регенерации костной ткани. – Цитология. – 2014. – Т. 56. – №8. – С. 543-548.

2. Кузнецова Д.С., Тимашев П.С., Баграташвили В.Н. [и др.]. Костные имплантаты на основе скаффолдов и клеточных систем в тканевой инженерии (обзор). – СТМ. – 2014. – № 6 (4). – С. 201-212.

3. Николенко В.Н., Алипов В.В. Перспективные нанотехнологии в области экспериментальной медицины. – Нанотехника. – 2009. – №. 19. – С. 66–68.

4. Новочадов В.В. Проблема управления клеточным заселением и ремоделированием тканеинженерных матриц для восстановления

суставного хряща. – Вестник Волгоград. гос. ун-та. – 2013. – № 1(5). – P. 19-28.

5. Садовой М.А., Ларионов П.М., Самохин А.Г., Рожнова О.М. Клеточные матрицы (скаффолды) для целей регенерации кости: современное состояние проблемы. – Хирургия позвоночника. – 2014. – № 2. – С. 79–86.

6. Chen G., Ushida T., Tateish T. Scaffold design for tissue engineering. – Macromol Biosci. – 2002. – № 2. – P. 67–77.

7. Fu Q., Saiz E., Rahaman M.N. [et al.]. Bioactive glass scaffolds for bone tissue engineering: state of the art and future perspectives. – Mater Sci Eng C. – 2011. – №31(7). – P. 1245–1256.

8. Mei N., Chen G., Zhou P., Chen X., Shao Z.Z., Pan L.F., Wu C.G. Biocompatibility of poly(ε-caprolactone) scaffold modified by chitosan – the fibroblasts proliferation in vitro. – J Biomater Appl 2005. – № 19(4). – P. 323–339.

9. Polo-Corrales L., Latorre-Esteves M., Ramirez-Vick J.E. Scaffold design for bone regeneration. – J NanosciNanotechnol. – 2014. – № 14(1). – P. 15-56.

10. Ratner B.D., Bryant S.J. Biomaterials: where we have been and where we are going. – Annu Rev Biomed Eng. – 2004. – № 6. – P. 41–75.

11. Sahoo R., Sahoo S., Nayak P. Synthesis and characterization of polycaprolactone-gelatin nanocomposites for control release anticancer drug paclitaxel. – European Journal of Scientific Research. – 2011. – № 48(3). – P. 527-537.

12. Willerth S.M., Shelly E. Sakiyama-Elbert. Approaches to neural tissue engineering using scaffolds for drug delivery. – Adv Drug Deliv Rev. – 2007. – № 59(4–5). – P. 325–338.

СКАФФОЛД-ТЕХНОЛОГИИ: АКТУАЛЬНЫЕ АСПЕКТЫ АПРОБАЦИИ И ПРИМЕНЕНИЯ В РЕГЕНЕРАТИВНОЙ МЕДИЦИНЕ

Ю.А. Монастырло, Д.А. Тяпкина, Е.П. Грабенко,
М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга*

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Введение. Восстановление дефектов костных тканей, полученных в результате механических повреждений и травм, на сегодняшний день остаётся актуальной проблемой в медицине. Создание различных скаффолдов, трёхмерных пористых структур, необходимых для регенерации тканей, является новейшим направлением медицины и используется для стимуляции регенерации тканей [5].

Свойства и функции скаффолдов. Для достижения высоких результатов при использовании скаффолдов, они должны обладать такими свойствами как:

1. Высокая пористость, которая сочетается с механической стабильностью. Эти параметры необходимы для восстановления метаболизма ткани.
2. Жёсткость, соответствующая механическим свойствам тканей организма, что в последствии будет влиять на дифференцировку клеток. Скаффолд должен обладать остеокондуктивные свойствами.
3. Отсутствие токсичности материалов, из которых создается матрица
4. Биосовместимость скаффолда с организмом

5. Биорезорбция - это процесс разрушения биоматериала (имплатата) посредством клеточных и ферментативных реакций. Период биодеградации скаффолда должен быть сопоставим с периодом регенерации ткани.

6. Наличие в составе матрицы биологически активных веществ, для облегчения регенерации. Так, матрицы используют в качестве резервуара для экзогенных факторов роста [4, 7, 9].

Функциональное значение скаффолдов заключается в создании опоры для клеточных структур и скорейшей миграции клеток.

Включение биологически активных веществ в структуру скаффолда. Одной из задач тканевой инженерии является включение биологически активных веществ в структуру скаффолда. Основными функциями биологически активных веществ является стимуляция остеогенной дифференцировки клеточных структур, притягивание стволовых клеток организма и стимуляция антиогенеза [3]. Так, например, ватерит, который является неустойчивым и разлагается во влажной среде, используют при создании скаффолдов для загрузки, транспортировки и контролируемого высвобождения лекарственных и биологически важных веществ в организме человека [8]. Частицы сферической формы ватерита служили механизмами для доставки фотосенсибилизатора для фотодинамической терапии в опухолевых тканях [7] и таниновый кислоты путем перекристаллизации пористой фазы ватерита карбоната кальция в кристаллический кальцит. Так же ватерит используется для транспорта белков и препаратов с низкой молекулярной массой [6].

Тканевая инженерия. Культивируемые клетки все чаще стали использоваться для возобновления поврежденных органов и тканей человека. Это привело к появлению нового направления - клеточной биотехнологии. Клетки, которые вводятся в организм, помогают быстро восстановить поврежденные ткани и органы. Тканевая инженерия возможна лишь в том

случае, если имеется наличие хотя бы двух компонентов – это клетки, из которых возможно образование биологического материала, и биосовместимость материала. Одной из направлений тканевой инженерии – это восстановление поврежденных кожных покровов [1].

Создание скаффолдов с определенной архитектурой. В свою очередь архитектура скаффолдов оказывает немалое влияние на пролиферацию клеток. Для антиогенеза и заселения матрицы клеточными элементами важно не только наличие пор в скаффолде, но и их размеры, количество, связанность между собой [1].

Заключение. Внедрение и разработка скаффолд-технологий является перспективным направлением в тканевой инженерии. Для регенерации костной ткани посредством использования скаффолд-технологий, имеющих как природное, так и искусственное происхождение [2]. Успех проведения имплантации матриц с целью стимуляции регенерации тканей, восстановления их трофики и питания зависит от таких факторов, как: комплексный подход к использованию технологии, наличие достоверных знаний и углубленное изучение данной области медицины.

Литература

1. Кузнецова Д.С., Тимашев П.С., Баграташвили В.Н., Загайнова Е.В. Костные имплантаты на основе скаффолдов и клеточных систем в тканевой инженерии (обзор). – Современные технологии в медицине. – 2014. – Т.6. – №4. – С. 201-212.

2. Новочадов В.В. Проблема управления клеточным заселением и ремоделированием тканеинженерных матриц для восстановления суставного хряща. – Вестн. Волгоград. гос. ун-та. – 2013. – Том.1. – №5. – С. 19-28.

3. Новочадов В.В., Семенов П.С., Лябин М.П. Инновационные подходы к оптимизации скаффолд-технологий на основе хитозана в тканевой

инженерии суставного хряща. – Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 10: Инновационная деятельность. – 2013. – №2(9). – С. 135-143.

4. Chen G., Ushida T., Tateish T. Scaffold design for tissue engineering. – Macromol Biosci. – 2002. – № 2. – P. 67–77.

5. Do A.V., Khorsand B., Geary S.M., Salem A.K. 3D Printing of Scaffolds for Tissue Regeneration Applications. – Adv. Healthcare Mater. – 2015. – № 4. – P. 1742–1762. doi: 10.1002/adhm.201500168

6. Peng C., Zhao Q., Gao C. Sustained delivery of doxorubicin by porous CaCO3 and chitosan/alginate multilayers-coated CaCO3 microparticles. – Colloids Surfaces A Physicochem. Eng. Asp. – 2010. – 132–139. doi:10.1016/j.colsurfa.2009.11.004.

7. Svenskaya Y, Gorin D, Parakhonskiy B V., Sukhorukov G. Point- wise laser effect on NIH/3T3 cells impregnated with photosensitizer-loaded porous calcium carbonate microparticles. – 2015 IEEE 15th Int Conf Nanotechnol. IEEE. – 2015. – P. 1513-1516.

8. Svenskaya Y.I., Pavlov A.M., Gorin D.A., Gould D.J., Parakhonskiy B.V., Sukhorukov G.B. Photodynamic therapy platform based on local- ized delivery of photosensitizer by vaterite submicron particles. – Colloids Surf B Biointerfaces. – 2016; – №46. – P. 171–179. doi: 10.1016/j.colsurfb.2016.05.090.

9. Zhang Y., Xia L., Zhai D., Shi M., Luo Y., Feng C., Fang B., Yin J., Chang J., Wu C. Mesoporous bioactive glass nanolayer-functionalized 3D-printed scaffolds for accelerating osteogenesis and angiogenesis. – Nanoscale. – 2015. – №8. – P. 1-28. doi: 10.1039/c5nr05421d

ПОЛИМЕРНЫЕ СКАФФОЛДЫ РАЗЛИЧНОЙ АРХИТЕКТУРЫ: ЗНАЧЕНИЕ ИХ СОСТАВЛЯЮЩИХ

А.А. Алхазов, Д.А. Тяпкина, К.А. Суровцева, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга*

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

**ГУЗ «Областная клиническая больница», г. Саратова*

Введение. Ткань живого организма имеет свою определённую структуру, строение и клеточный состав. В связи с этим, необходимо учитывать не только характеристики материала из которого изготавливается скаффолд, но и его архитектуру, благодаря которой матрица способна имитировать ткань живого организма. С помощью максимальной схожести структуры ткани организма и скаффолда, клетки могут успешно адгезироваться на матрице с последующей пролиферацией, что обеспечивает более эффективное межклеточное взаимодействие. К основным составляющим архитектуры скаффолда относят степень канальной взаимосвязанности матричных пор, пористость, размеры пор матрицы [1].

Влияние пористости и размеров пор на межклеточное взаимодействие.

В повышении остеогенной экспрессии и поддержке образования кости большее значение имеет величина пор и их количество, которое выражается в общим процентным числом пор от всей поверхности. Величина пор определяется их диаметром [9]. Пористости принадлежит важная роль в процессе дифференцировки клеток в остеогенном направлении и васкуляризации кости. Матрицы, обладающие пористостью 60-70%, более предпочтительны для культивирования клеток [4]. Пористость и диаметр пор

скаффолдов может иметь значение при их классификации и использовании. Нативная структура кости представлена пористой структурой. Компактное вещество кости является плотным образованием, но в нем также присутствуют поры в процентном соотношении более 10%. Даже такое незначительное содержание пор не препятствует ангиогенезу. Более пористой структурой обладает трабекулярное вещество кости, которое содержит поры в процентном соотношении от 50 до 90% [10]. Также, благодаря наличию и обильности пор, повышается способность клеток более обильно адгезировать на кости, увеличивая плотность заселение клеток на скаффолде и способствует их миграции [11]. От размеров пор и пористости зависит прочность скаффолда, благодаря которой, обеспечиваются остеокондуктивные свойства кости. Достижение прочности сопоставимой с костной тканью является одной из немаловажных задач при изготовлении матриц, особенно если дефект локализован в тканях, выполняющих опорную функцию[6]. В настоящее время одной из важнейших задач тканевой инженерии является создание матриц с хорошо управляемой структурой, что даст возможность создавать матрицы с более надёжным геометрическим строением и позволит в дальнейшем использовать их в клинической практике.

Влияние канальной связи пор клеточной матрицы на межклеточное взаимодействие.

Важнейшее значение при изготовление матрицы имеет не только количество и размеры пор, но и связи между этими порами посредством каналов. Скаффолд с наибольшей взаимосвязанностью пор обладает высокой степенью коммуникации между пролиферирующими клетками, что усиливает рост ткани. Пространственная связь пор имеет небольшое значение в дифференцировке клеток, основное же значение заключается в акцентированном влиянии на морфологию ткани, которая образуется внутри скаффолда [3]. Степень взаимосвязанности не является главным критерием,

оказывающим воздействие на врастание ткани, так как и размеры каналов, обеспечивающие эту взаимосвязанность, влияют на проникновение клеток. Диаметр каналов может варьировать, что влияет на плотность клеточного заселения, ангиогенез и поддержание трофики. В связи с этим, необходим высокий уровень контроля каналов между порами внутри матрицы [3]. Матричная деградация, влияющая на образование костной ткани в скаффолде, может рассматриваться в комплексе с системой каналов. Это связывают с тем, что при деградации матрицы проходимость внутренних каналов может быть затруднена [7,8]. Посредством гистологических исследований было выяснено, что каналы влияют на направленность роста костной ткани: в радиальных каналах происходит пролиферация клеточных элементов из окружающих тканей, в продольных каналах происходит рост костной ткани непосредственно внутрь матрицы. Данное открытие связало архитектуру матрицы и внутреннюю сеть каналов, обеспечивающих коммуникацию скаффолда, с ростом ткани in vivo [5].

Заключение. Одной из главных задач, связанных с регенеративной медициной, является создание скаффолда, который наиболее успешно и в краткий срок будет способен восстановить целостность тканей в месте дефекта. Для достижения данной цели, необходимо учитывать геометрию скаффолда, пористость, размеры пор и взаимосвязанность их при помощи каналов и микроархитектуру скаффолда. Данные характеристики способствуют увеличению эффективности при использовании скаффолдов [2].

Литература

1. Иванов А.Н., Козадаев М.Н., Богомолова Н.В., Матвеева О.В., Пучиньян Д.М., Норкин И.А. Исследование динамики заселения клеточными элементами и биосовместимости скаффолда на основе поликапролактона в

условиях in vivo. – Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1-2. – С. 275-278.

2. Иванов А.Н., Норкин И.А., Пучиньян Д.М. Возможности и перспективы использования скаффолд-технологий для регенерации костной ткани. – Цитология. – 2014. – Т. 56. – № 8. – С. 543–548.

3. Садовой М.А., Ларионов П.М., Самохин А.Г., Рожнова О.М. Клеточные матрицы (скаффолды) для целей регенерации кости: современное состояние проблемы. – Хирургия позвоночника. – 2014. – № 2. – С. 79-86.

4. Capes J. Fabrication of polymeric scaffolds with a controlled distribution of pores. – J. Materials Sci. Materials in Medicine. – 2005. – 1070 p.

5. Chu T.M., Orton D.G., Hollister S.J., et al. Mechanical and in vivo performance of hydroxyapatite implants with controlled architectures. – Biomaterials. – 2002– № 23. P. 1283–1293.

6. Hollister S.J., Maddox R.D., Taboas J.M. Optimal design and fabrication of scaffolds to mimic tissue properties and satisfy biological constraints. – Biomaterials. – 2002. – № 23. P. 4095–4103.

7. Jones A.C., Arns C.H., Hutmacher D.W., et al. The correlation of pore morphology, interconnectivity and physical properties of 3D ceramic scaffolds with bone ingrowth. – Biomaterials. – 2009. – № 30. – P. 1440–1451. doi: 10.1016/j.biomaterials.2008.10.056.

8. Jones A.C., Arns C.H., Sheppard A.P., et al. Assessment of bone ingrowth into porous biomaterials using MICRO-CT. – Biomaterials. – 2007. – № 28. – P. 2491–2504.

9. Karageorgiou V., Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. – Biomaterials. – 2005. – № 26. P. 5474–5491.

10. Mistry A.S., Mikos A.G. Tissue engineering strategies for bone regeneration. – Adv Biochem Eng Biotechnol. – 2005. – № 94 – P. 1–22.

ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПРИРОДНЫХ, СИНТЕТИЧЕСКИХ ПОЛИМЕРОВ И БИОКЕРАМИКИ В КАЧЕСТВЕ СОСТАВЛЯЮЩИХ СКАФФОЛДА

А.А. Алхазов, Д.А. Тяпкина, М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга*

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

**ГУЗ «Областная клиническая больница», г. Саратова*

Введение. Выбор материала для создания скаффолдов одна из наиболее важных задач в тканевой инженерии. Выбранный материал предопределит свойства матрицы и эффективность. Материал должен соответствовать ряду требований для его успешного использования, так как выполняет функцию, соответствующую функции внеклеточного матрикса[3]. В настоящее время, на основании исследований возможности использования для создания матриц таких материалов как металлы, полимеры, керамика, композиты, был сделан вывод, что полимерные материалы синтетического и природного происхождения наиболее пригодны для использования скаффолдов. Так, матрицы из синтетических материалов просты в обработке и модификации, но главным их недостатком является токсичность для организма, которая может стать причиной различных иммунных реакций. Среди природных полимерных соединений наиболее изученными являются желатин, хитозан, коллаген, альгинат, гиалуроновая кислота и т.д. Главными их недостатками являются хрупкость, сложность в обработке, высокая скорость деградации. Также при изготовлении скаффолда используют материалы относящиеся к биокерамике, которые обладают высокой степенью биосовместимости.

Природные полимеры. Природные полимеры – материалы, полученные из натуральных источников. Одним из главных компонентов их является полимерная сеть, в состав которой может входить до 99% воды. По этой причине природные полимеры также называют гидрогелями. Благодаря их гидрофильности они способны набухать в присутствии воды, что позволяет подстраиваться под высокое гидратированное состояние тканей организма [3]. Ещё одним преимуществом природных полимеров является их строение, близкое к структуре внеклеточного матрикса, благодаря чему повышается остеогенность скаффолда [7]. К группе природных полимерам относятся полипептиды, сложные полиэфиры, полисахариды [6]. Наиболее распространёнными составляющими является: коллаген, фиброин, целлюлоза, хитозин, альгинат, агароза, полипролактон и др. Исследования свойств природных полимеров показали, что главным их недостатком является низкая прочность, которая играет главную роль, так как каркасная функция – важнейшая функция матрицы, что является серьёзным недостатком при регенерации костных тканей [2].

Синтетические полимеры. Синтетические полимеры – это полимеры искусственного происхождения, синтезируемые обычно из производных нефтепродуктов. Отличием от натуральных полимеров является то, что синтетические получают из относительно малых молекул. В зависимости от отношения к биодеградации синтетические полимеры подразделяют на две группы: биодеградируемые и небиодеградируемые. К биодеградируемым материалам относят полилактид, полилактогликолид, полигликолид, полицианоакрилат и др. Небиодеградируемые включают в себя поли-N-изопропилакриламид, поливиниловый спирт, полигидроксиэтилметакрилат и др. [6].

Биокерамика. Биокерамика – группа инертных и полуинертных материалов керамической природы. Данные материалы наиболее часто

применяются в тканевой инженерии, к ним относят гидроксиапатит, биоактивные стёкла, трикальций фосфат [3]. Материалы этой группы обладают высокой степенью биосовместимости благодаря присутствию их в минеральной фазе костной ткани [4].

Заключение. Важным этапом создания скаффолда является этап выбора материала, из которого и будет изготавливаться матрица. Выбор проводят по результатам, полученным в ходе различных исследований. Исходя из данных, полученных при их изучении, отбирают наиболее пригодные, обладающие такими свойствами как: биосовместимость, остеогенность, прочность, высокая степень адгезии, пористость, ангиогенность, модифицируемость и тд. В настоящее время растёт интерес тканевой инженерии к синтетическим полимерам, которые обладают множеством необходимых свойств, что выделяет их среди других материалов, в частности к таким свойствам относятся: лёгкость при производстве и модификации, способностью к биодеградации, универсальность и т.д. [1].

Литература

1. Иванов А.Н., Козадаев М.Н., Богомолова Н.В., Матвеева О.В., Пучиньян Д.М., Норкин И.А. Исследование динамики заселения клеточными элементами и биосовместимости скаффолда на основе поликапролактона в условиях in vivo. – Фундаментальные исследования. – 2015. – № 1-2. – С. 275-278.

2. Иванов А.Н., Норкин И.А., Пучиньян Д.М. Возможности и перспективы использования скаффолд-технологий для регенерации костной ткани. – Цитология. – 2014. – Т. 56. – № 8. – С. 543–548.

3. Кузнецова Д.С., Тимашев П.С., Баграташвили В.Н. Костные имплантаты на основе скаффолдов и клеточных систем в тканевой инженерии (обзор)..– СТМ. – 2014. – № 6 (4). – С. 201-212.

4. Bellucci D., Sola A., Cannillo V. A revised replication method for bioceramic scaffolds. – Bioceram Dev Appl – 2011. 1: 110401.

5. Garg T., Singh O., Arora S., Murthy R. Scaffold: a novel carrier for cell and drug delivery. – Crit Rev Ther Drug Carrier Syst – 2012 – 29(1) – P. 1–63.

6. Rosso F., Marino G., Giordano A., Barbarisi M., Parmeggiani D., Barbarisi A. Smart materials as scaffolds for tissue engineering. – J Cell Physiol – 2005. 203(3). – P. 465–470.

7. Stephanie M.W., Shelly E.S.. Approaches to neural tissue engineering using scaffolds for drug delivery. – Adv Drug Deliv Rev – 2007. 59(4–5). – P. 325–338.

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИЙ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ ПО ОПТИЧЕСКОМУ КАНАЛУ

Д.С. Забанов, А.А. Трифонов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.А. Филист

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Анализ биотехнических систем управления терапевтическими воздействиями показал, что суррогатные маркеры могут быть получены на основе фотоплетизмосигнала, реографического сигнала и анализа статистических характеристик температурных изменений в окрестности исследуемых анатомических структур. Все они, так или иначе, связаны с показателями микроциркуляций, которые могут использоваться в качестве индикатора терапевтического эффекта [1]. Согласно [2] на основе показателей микроциркуляций строятся динамические ряды, статистический анализ которых позволяет получить суррогатные маркеры для классификаторов,

предназначенных для оценки результативности терапевтического воздействия. Вышеперечисленные электрофизиологические показатели имеют существенное преимущество по технологии их получения по сравнению с биохимическими показателями, широко применяемыми для получения суррогатных маркеров эффективности физиотерапии.

Наиболее простым и безопасным способом контроля микроциркуляций является фотоплетизмосигнал [2]. Для получения суррогатных маркеров, позволяющих контролировать динамику микроциркуляций, из фотоплетизмосигнала необходимо выделить вектор информативных признаков, предназначенный для классификации микроциркуляций.

На первом этапе синтеза признакового пространства параметры фотоплетизмосигнала группируются по двум признакам:

1. Амплитудные характеристики пульсовой волны, соответствующие анакротическому и дикротическому периодам, координаты которых определяются на оси ординат.

2. Координаты временных характеристик пульсовой волны, предоставляющие информацию о длительности сердечного цикла, соотношении и длительности систолы и диастолы, определяются по оси абсцисс.

Как амплитудные, так и временные показатели фотоплетизмосигнала не обладают должной специфичностью при исследовании параметров микроциркуляций. Поэтому целесообразно использовать как те, так и другие параметры.

Для реализации биологической обратной связи при ректальном вводе использовался аппликатор аппарата УЛП-01-ЕЛАТ. Фотография аппликатора аппарата УЛП-01-ЕЛАТ представлена на рисунке 1.

На аппликаторе имеется технологическое плато, которое было использовано для установки инфракрасного излучателя и приемника инфракрасного излучения.

В качестве источника излучения фотоплетизмографического датчика выбран ИК-светодиод TSML1020. В качестве приемника фотоплетизмографического датчика выбран фототранзистор VEMT2520X01.

Датчик размещен вдоль области аппликатора рисунок 1, приблизительно по центру скоса [3].

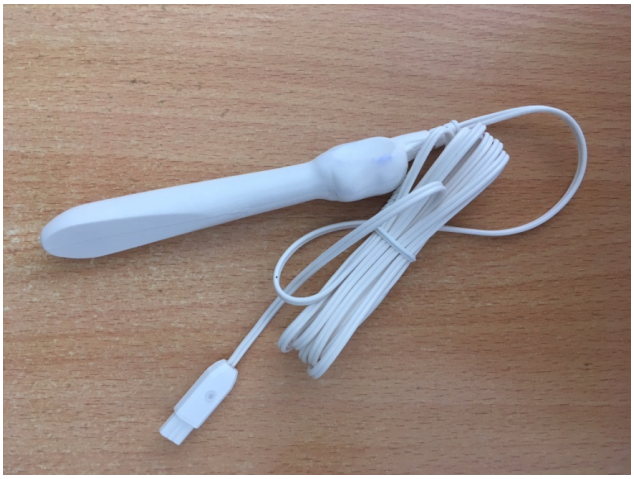


Рис. 1. Фотография аппликатора аппарата УЛП-01-ЕЛАТ

На рисунке 2 представлен фрагмент фотоплетизмограммы, полученный после ректального ввода аппликатора.

Выходные напряжения датчика фотоплетизмограммы достаточно сильно подвержены влиянию двигательных помех, что вызывает необходимость в разработке методики съема информации с аппликатора с медицинской стороны и конструктивного усовершенствования аппликатора с технической стороны.

Основная задача биоуправления состоит в том, чтобы выделить из информативных признаков те составляющие, которые определяют терапевтический эффект. В таком случае у врача появится возможность путем подбора параметров терапевтического воздействия влиять на эти информативные признаки, а, следовательно, контролировать терапевтический эффект.

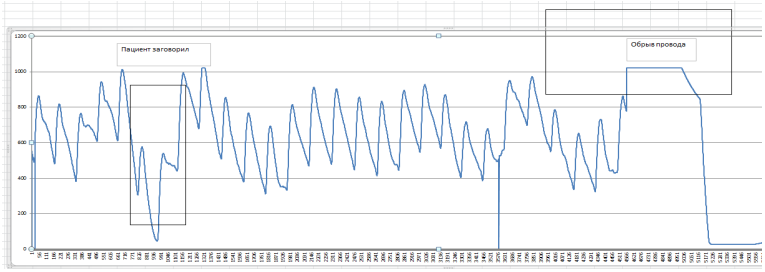


Рис. 2. Эпюра напряжений с датчика фотоплетизмограммы, полученная при ректальном вводе аппликатора

В комплект устройства для биоуправляемой терапии входят следующие основные узлы. Микроконтроллер, реализующий процессы управления характеристиками терапевтического воздействия и формирования информативных признаков. Генератор терапевтического воздействия. К аналоговому входу микроконтроллера подключен выход датчика фотоплетизмосигнала. Датчик фотоплетизмосигнала нагружен на фильтр нижних частот. При необходимости в измерительную цепь датчика фотоплетизмосигнала включается логарифмический усилитель, способный ослабить влияние разности в динамических диапазонах фотоплетизмосигнала у различных пациентов. Микроконтроллер подключен к ноутбуку, который выполняет функции накопления данных и обработки информации. В результате анализа данных программа, размещенная в памяти ноутбука, формирует выходные данные, руководствуясь которыми микроконтроллер устанавливает соответствующие параметры терапевтического магнитного поля. Использование ноутбука позволяет не подключать дополнительное устройство отображения информации и дополнительную память к микроконтроллеру [3].

План проведения следующей терапевтической процедуры определяется как текущей динамикой статистических характеристик информативных признаков, так и ретроспективным анализом соответствующих динамических характеристик, что также осуществляется с помощью программы для ЭВМ. Основная идея, лежащая в основе этой программы, состоит в том, что

положительный терапевтический эффект приводит к улучшению показателей микроциркуляций в области исследуемого анатомического органа. При этом используются гибридные методы управления, включающие как нечеткую логику принятия решений, так и обучаемые нейронные сети.

Литература

1. Чернух А.М., Микроциркуляция/А.М. Чернух, П.Н. Александров, О.В. Алексеев. М.: Медицина. 1984. – 432 с.

2. Филист С.А. Магнитотерапевтический аппарат с адаптируемым спектром электромагнитного излучения для лечения простатита и гинекологических заболеваний/С.А. Филист, А.А. Кузьмин, Д.В. Мешковский // Медицинская техника. 2008. №4. - С.20-24.

3. Филист С.А. Магнитотерапия простатита с биологической обратной связью по оптическому каналу связи // С.А. Филист, Д.С. Забанов, А.А. Трифонов // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады XIII Междунар. науч. конф. Кн. 1 – Владимир, 2014. - С. 147-153.

ГИБРИДНЫЕ РЕШАЮЩИЕ МОДУЛИ С ВИРТУАЛЬНЫМИ ПОТОКАМИ ДЛЯ ИДЕНТИФИКАЦИИ ЖИВЫХ СИСТЕМ

А.В. Киселев

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.А. Филист

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

В настоящее время широкое распространение получили тестирующие системы, которые применяются в разнообразных областях и затрагивают различные сферы жизни общества. С их помощью проверяется уровень знаний, осуществляется подбор квалифицированных кадров, проводится сертификация

персонала, производится анализ способностей человека и т.д. [1]. Для построения таких систем используются гибридные решающие модули на основе нейросетевых моделей и мягких вычислений [2]. Структура такой сети включает ряд модулей нечеткой оценки слабых классификаторов, базирующихся на экспертных знаниях, и обучаемую нейронную сеть, используемую в качестве агрегатора.

При использовании в качестве входов нейронной сети коэффициентов уверенности, получаемых в результате нечетких операций в решающем модуле, построенном на основе алгоритмов нечеткого вывода, возникают трудности с получением требуемой точности классификации нейронной сети, используемой на входе решающего модуля (рис. 1).

Это связано с тем, что признаки, формируемые на входе нейронной сети, получены на основе экспертных заключений и гипотез, которые могут неадекватно отражать внутренние процессы в исследуемой системе. Кроме, того, полнота признакового пространства и релевантность самих признаков в нем определяется только экспертом (ЛПР). Поэтому в структуру рис. 1 целесообразно внести дополнительные связи, которые бы позволили придать больший вес статистическим данным в общем процессе формирования гибридного решающего модуля.

Идея метода, позволяющего выполнить такую процедуру, состоит в следующем. Присутствующие на входе нейронной сети признаки - коэффициенты уверенности по сегментам информативных признаков - не отражают полностью свойства исследуемого объекта или системы, которые входят в область интересов ЛПР. Это утверждение справедливо хотя бы потому, что у ЛПР нет доказательств, что в сегментах признаков на входе гибридного решающего модуля (рис. 1) собраны все релевантные признаки, характеризующие исследуемый объект, относящиеся к области интереса решаемой задачи.

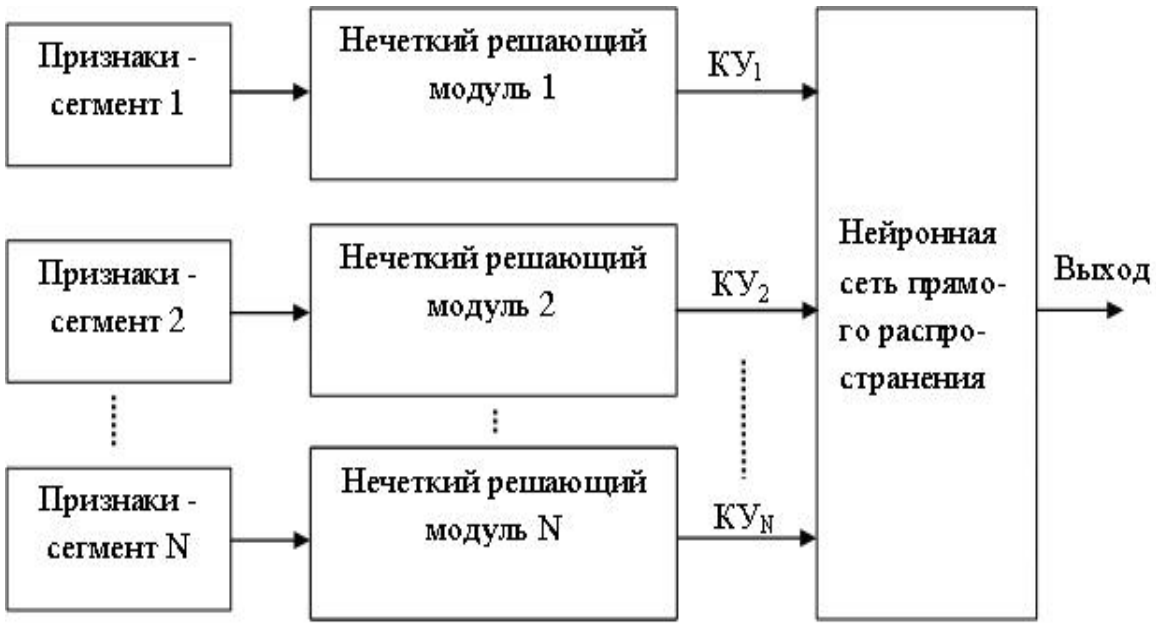


Рис. 1. Структура гибридного решающего модуля, используемого при прогнозировании профессиональных заболеваний

Следовательно, можем предположить, что есть хотя бы один сегмент информативных признаков *N+1*, который включает хотя бы один информативный признак, коэффициент уверенности по которому (сегменту *N+1*) $КУ_{N+1}$, существенно влияет на качество принимаемых решений. Следовательно, необходима процедура, которая позволит сформировать вектор

$$Z_{N+1} = (Z_1^{N+1}, Z_2^{N+1}, \dots Z_M^{N+1})^T \quad (1)$$

для обучающей выборки

$$\{Z_1, Z_2, \dots Z_M\}, \quad (2)$$

где $Z_i = \left(КУ_1^i, КУ_2^i, \dots, КУ_j^i, \dots, КУ_N^i\right)^T$,

M – число образцов в обучающей выборке,

N – число входов агрегирующей нейронной сети на рисунке 1 согласно выражению (1),

i – номер образца в обучающей выборке (2), *j* – номер входа агрегирующей нейронной сети ($j = \overline{1,N}$, $i = \overline{1,M}$).

В общем случае у нейронной сети может быть введено неограниченное число дополнительных входов, но в данном случае рассматривается только один дополнительный вход.

«Включение» или «выключение» дополнительного входа определялось посредством управления вариативностью его значений в обучающей выборки. Если вариативность входа отсутствует, то он не оказывает влияние на принадлежность объекта к одному из двух альтернативных классов, а, следовательно, и на результаты классификации.

Для проведения этих экспериментальных исследований было создано программное обеспечение, позволяющее генерировать классы в заданном пространстве информативных признаков, и осуществлять визуализацию распределения классов в пространстве информативных признаков в двумерном или трехмерном пространствах. Для сравнительного анализа качества классификации формируемых нейросетевых структур использовался *ROC*-анализ. В процессе эксперимента генерировались обучающие выборки в трехмерном пространстве информативных признаков. Создавалась нейронная сеть для двухальтернативной классификации. Классы моделировались посредством управления математическим ожиданием и дисперсией генератора случайных чисел, распределенных по нормальному закону распределения.

Программное обеспечение для имитационного моделирования включает модуль генерации обучающей выборки и модуль генерации контрольной выборки. Модули генерируют массивы случайных чисел, распределенные по нормальному закону распределения, заданного размера. В качестве входной информации в этих модулях используются размерность пространства информативных признаков *Dim*, число образцов в обучающей или контрольной выборках *N*, математические ожидания компонентов векторов информативных признаков первого и второго классов $\{M_i\}$, дисперсии компонентов векторов информативных признаков первого и второго классов $\{D_i\}$, $i=1,2…Dim$.

Модуль настройки нейронной сети позволяет формировать модель нейронной сети *NET* на основе обучающей выборки, сформированной модулем генерации обучающей выборки. В качестве входной информации для этого модуля, кроме обучающей выборки, необходимо задать число слоев нейронной сети и число нейронов в скрытых слоях. Необходимо учитывать, что минимальное число слоев нейронной сети – два. В этом случае число нейронов в скрытых слоях равно числу компонентов входного вектора и задается автоматически. В нашем эксперименте использовалась нейронная сеть с тремя слоями и с десятью нейронами в скрытых слоях.

Экспериментально было установлено, что ввод («включение») дополнительного информативного признака (входа) в двухвходовой нейронной сети прямого распространения может повысить точность двухальтернативной классификации до 100% и выше, при разнице первых моментов у третьего (дополнительного) признака всего лишь на 10%.

Литература

1. Филист, С.А. Универсальные сетевые модели для задач классификации биомедицинских данных/ С.А. Филист, Р.А Томакова, Яа Зар До. // Известия ЮЗГУ. - Курск: Изд-во ЮЗГУ, 2012. – № 4 (43). – Ч. 2. – С. 44-50.

2. Позин, А.О. Тестирующие гибридные системы с дополнительным пространством информативных признаков / А.О. Позин, С.А. Филист, А.Н. Шуткин // Современные информационные технологии в управлении качеством: сборник статей V Международной научно-прикладной конференции. – Пенза: Приволжский Дом знаний, 2016. – С. 46-50.

РАЗРАБОТКА ФИКСАТОРА КОСТНОГО ЛОСКУТА ПРИ КОСТНО-ПЛАСТИЧЕСКОЙ ТРЕПАНАЦИИ

Д.В. Фисенкова, А.А. Шаталин*, Е.А. Смирнова**, О.С. Петухова***

Научный руководитель: к.т.н. Т.Г. Ягудин

Московский авиационный институт

(национальный исследовательский университет), г. Москва

Костно-пластическая трепанация или краниотомия является необходимой процедурой для операций на головном мозге. Она состоит из формирования отверстия в костях, через которое открывается доступ к головному мозгу, сосудам, оболочкам и патологиям.

Показания к костно-пластической трепанации разнообразны, это: пороки развития мозга и черепа, опухоли, гематомы, сосудистая аневризма, абсцесс паразитарного характера.

Вырезанный черепной лоскут после операции необходимо закрепить в черепной коробке или заменить аллотрансплантатом (пластины из металла, пластика и пр.). Обычно закрепление происходит посредством нити или проволоки через отверстия вдоль линии резекции.[1] Такой метод подвержен риску миграции черепной кости или трансплантата а после операционный период, т.к. под действием динамики внутричерепного давления происходит необратимая деформация и износ закрепляющих элементов.

Министерство Здравоохранения приводит неутешительную статистику; необходимость таких операций исчисляется десятками тысяч больных в год.[2] По этой причине, разработка альтернативных методов фиксации черепных костей при краниопластике является важной и актуальной задачей современной медицины.

Первым этапом разработки фиксатора является формулировка технического задания и условий работы конструкции и ее эскиз.

При костно-пластической трепанации, стандартный размер отверстия – 60 мм в нижнем основании, резецируемый под углом 45°. Средняя толщина черепной кости составляет 6 мм. При описанных выше патологиях, внутричерепное давление может изменяться в пределах 6,5 – 30 мм.рт.ст.. Верхняя граница является критической, по этой причине, для снижения внутричерепного давления конструкция должна обеспечивать возможность перемещения костного лоскута в отверстии на 3-4 мм. Выбор перемещения обусловлен необходимостью снижения давления без риска миграции лоскута [3, 4].

В таких условиях работы, предложена конструкция, состоящая из 2-х параллельных проволочных колец, соединенных опорой и лежащих симметрично относительно опоры (рис.1). В качестве материала конструкции выбран сплав Ti-56%Ni (нитинол), т.к. это биоинертный, сверхупругий материал, подобный по своим механическим свойствам натуральной кости [5].

Проведенные математические расчеты подтвердили работоспособность конструкции. Однако накладываются некоторые функциональные ограничения, такие как невозможность универсального использования в связи с неоднородностью толщин черепных костей. Полученные предварительные результаты позволяют обоснованно подходить к реализации фиксаторов костного лоскута при костно- пластической трепанации.

Литература

1. Ключевский В.В. Хирургия повреждения: Руководство для фельдшеров, хирургов и травматологов районных больниц. Ярославль: ДИА-пресс, 1999. 485 с.

2. Официальный сайт Министерства Здравоохранения РФ https://www.rosminzdrav.ru/

3. Виленский Б. С. Неотложные состояния в невропатологии. Л., 1986. 148 с.

4. Краев А.В. «Медицина»: Анатомия человека, 1978, 496 с.

5. Колачев Б.А., Елагин В.И., Ливанов В.А. Металловедение и термическая обработка цветных металлов и сплавов - Учебник для вузов. – 3-е изд., перераб. и доп. – М.: МИСИС, 1999. – 416 с.

КОМПЬЮТЕРНЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДОВ ЧАСТОТНОГО АНАЛИЗА

Е.А. Хлыстунова

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Н.М.Богатов

Кубанский государственный университет, г. Краснодар

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – метод регистрации электрической активности головного мозга, которая преобразуется в соответствующую кривую, называемую электроэнцефалограммой. ЭЭГ с помощью ряда характеристик отражает состояние головного мозга человека. Основными параметрами являются частота и амплитуда [1]. В сигнале ЭЭГ принято выделять частотные ритмы, каждый из которых лежит в определенном диапазоне частот [2].

Одним из методов, применяемых в обработке биологических сигналов, является преобразование Фурье. Оно позволяет представить исходный сигнал в частотном представлении, по которому можно судить о преобладании того или иного ритма. На рисунке 1 представлен сигнал ЭЭГ.



Рис. 1. Сигнал ЭЭГ во временном представлении

Согласно теории обработки сигналов дискретное преобразование Фурье (ДПФ) вычисляется по формуле (1) [6]. На рисунке 2 представлен результат выполнения ДПФ, который дает более детальное представлении о распределении частот в сигнале.

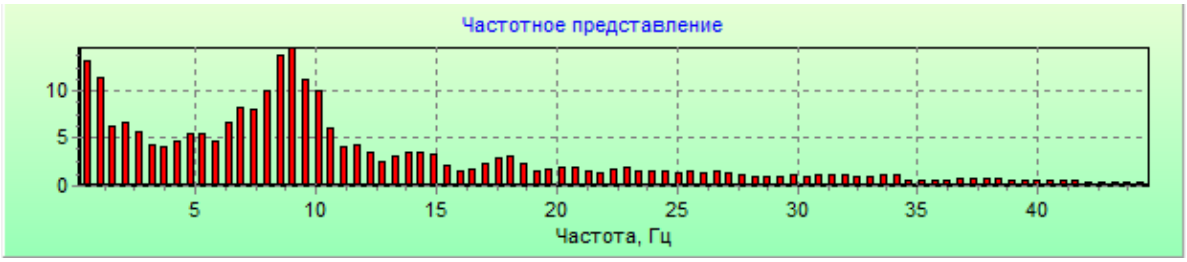


Рис. 2. Сигнал ЭЭГ канала c4 в частотном представлении

$$X(m\Delta v) = \frac{T}{N}\sum_{k=0}^{N-1} x(k\,\Delta t) * \cos\left(\frac{2\pi mk}{N}\right) - i * \frac{T}{N}\sum_{k=0}^{N-1} x(k\,\Delta t) * \sin\left(\frac{2\pi mk}{N}\right) \quad (1)$$

где $X(m\Delta v)$ – сигнал в частотном представлении;

$x(k\Delta t)$ – сигнал во временном представлении;

m= 0, 1, 2, …, N/2–1;

Δv - шаг по частоте;

T – длительность обрабатываемого сигнала;

N – объем выборки;

k = 0, 1, 2, …, N–1;

Δt- шаг дискретизации.

Однако классическое дискретное преобразование Фурье обладает некоторыми особенностями, которые отчасти затрудняют согласование получаемых с его помощью данных с данными визуального анализа. Так, например, на ЭЭГ преобладают низкие частоты, имеющие большую амплитуду, а высокочастотные изменения выпадают из поля зрения из-за малой амплитуды.

Для «выравнивания» спектра и спектральной плотности мощности и улучшения визуализации высоких частот ЭЭГ используется преобразование Берг-Фурье [3, 4]. Оно выполняется аналогично преобразованию Фурье, однако длительность измеряемого сигнала изменяется пропорционально частоте по формуле T=kν (k – коэффициент, имеющий размерность $с^2$). Для сигнала ЭЭГ k=16 [5]. Таким образом, медленные колебания измеряются за более короткий промежуток времени, а быстрые – за более длинный.

Преобразование Берг-Фурье вычисляется по формуле

$$X(m\Delta\nu) = \frac{T_\nu}{N}\sum_{k=0}^{N-1} x(k\Delta t) * \cos\left(\frac{2\pi mk}{N}\right) - i * \frac{T_\nu}{N} * \sum_{k=0}^{N-1} x(k\Delta t) * \sin\left(\frac{2\pi mk}{N}\right) \quad (2)$$

где $T_\nu = \nu/16$ – длительность для преобразования Berg.

На рисунке 3 представлен результат применения преобразования Берг.

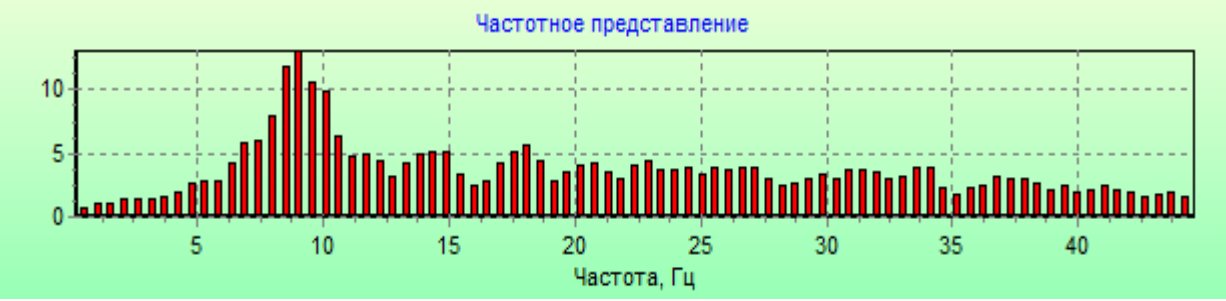


Рис. 3. Преобразование Берг для сигнала ЭЭГ канала С4

Как видно из рис. 2 и 3, после преобразования Берг явный пик на частоте 10 Гц не изменил своей формы, однако подавились низкие частоты и одновременно стали видны высокие частоты.

Следует отметить, этот метод «искусственно» увеличивает время измерения сигнала пропорционально частоте, то есть частота 20 Гц будет регистрироваться дольше, нежели частота 5 Гц. Однако потери важной диагностической информации не происходит, поскольку общий вид спектра остается практически неизменным. Метод лишь адаптирует его для лучшего восприятия высоких частот.

Литература

1. Кирой В. Н. Электроэнцефалограмма и функциональные состояния человека / В. Н. Кирой, П. Н. Ермаков. – Ростов-на-Дону: Изд-во Рост, ун-та, 1998. – 264 с.

2. Жирмунская Е. А. Клиническая электроэнцефалография / Е. А. Жирмунская. – М.: МЭЙБИ, 1991. – 118 с.

3. Вишератин К. Н. Практические методы оценивания спектральных параметров / К. Н Вишератин, Ф. И. Карманов. – Обинск: ИАТЭ, 2008. – 60 с.

4. Cotside EEG monitoring using computerised spectral analysis / S. S. Aziz, S. J. Wallace, J. F. Murphy *et al. //* Archives of Disease in Childhood. – 1986. – № 69. – P. 242 – 246.

5. Salabun W. Processing and spectral analysis of the raw EEG signal from the MindWave / W. Salabun // Przeglad Elektrotechniczny. – 2014. – Vol. 2. – № 90. – P. 169-174.

УСТАНОВКА ИОННОЙ ИМПЛАНТАЦИИ ДЛЯ СОЗДАНИЯ УГЛЕРОДНЫХ ПОКРЫТИЙ НА ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛАХ

В.С. Чудинов[1,2], Д.В. Иванов[2], В.В. Литвинов[3]

Научные руководители: д.ф.-м.н., профессор И.Н. Шардаков[1, 2,] к.т.н. А.В. Кондюрин[4]

[*]*Институт механики сплошных сред, г. Пермь*

[**]*Пермский государственный национальный исследовательский университет, г. Пермь*

[***]*Пермский государственный медицинский университет, г. Пермь*

[****]*Школа физики, Университет Сиднея, г. Сидней, Австралия*

В современной медицинской практике протезирования органов и тканей все больше применяются полимерные материалы. Основным требованием ко всем биоматериалам является сочетание их физико-химических и физико-механических характеристик для обеспечения высокой биосовместимости. Большинство биоматериалов, применяющихся в медицинской практике в настоящее время, имеют множество недостатков (склонность к коррозии, тромбогенность, провоцирование аллергических и иммунных реакций), которые могут быть устранены путем модификации их поверхности. В ряде работ предлагается модифицировать поверхность биоматериалов для создания биосовместимых покрытий ионно-плазменными методами обработки материалов [1-6]. В частности показано, что углеродные покрытия, созданные на поверхности полиуретановых и других полимерных материалов с помощью ионно-лучевой и плазменно-иммерсионной ионной имплантации, существенно улучшали смачиваемость материалов, адсорбцию протеинов, пролиферацию эндотелиальных клеток, повышали их

совместимость с кровью, уменьшали адгезию и активацию тромбоцитов [2-5].

Однако, например, протезы сосудов являются имплантатами сложной формы с закрытыми полостями, которые не могут быть обработаны методами с планарной геометрией электрода. В данной работе описываются первые результаты исследований модифицированного поверхностного слоя на полимерных материалах после обработки на новой установке ионной имплантации, позволяющей обрабатывать имплантаты любой формы. В частности приводится пример обработки внутренней поверхности полимерного капилляра.

Пленки полиэтилена низкой плотности (ПЭНП) толщиной 40 мкм и полиуретана толщиной 300 мкм обрабатывались ионами азота с энергией 20 кэВ в планарной геометрии и 8 кэВ на внутренней поверхности полиуретанового капилляра. Калибровка флюенса обработки проводилась по данным спектроскопии УФ поглощения пленки ПЭНП по методу описанному в работе [6].

Толщины и оптические константы карбонизированного слоя в пленках ПЭНП определяли с использованием эллипсометра Woollam M2000V. Результаты измерений и моделирования оптических свойств пленки показывают, что верхний слой полиэтилена после обработки методом ионно-плазменной обработки имеет значительно более высокий показатель преломления, чем объемный или необработанный полиэтилен. Показатель преломления лежит в диапазоне 2-1,6 значений в спектральном диапазоне от 200 до 800 нм, что соответствует по литературным данным показателю преломления поверхностного слоя полимерных материалов обработанных ионами высокой энергии в различными методами [6].

Для обработки внутренней поверхности через полимерный капилляр пропускался поток азота и прикладывалось импульсное напряжение 8 кВ для формирования ионного пучка перпендикулярно поверхности капилляра.

Длительность импульса составляла 20 мкс при частоте импульсов 100 Гц. Давление в реакторе поддерживалось не более 4.8×10^{-3} мбар, чтобы исключить плазменный разряд в камере. Образец капилляра после обработки имел характерное потемнение по всей внутренней поверхности.

На поверхность обработанных полимеров наносилось белковое покрытие из раствора белка в буфере при комнатной температуре в течение 24 часов. Для определения ковалентно связанного белка образцы отмывались в детергенте додецилсульфате натрия. Спектры ИК МНПВО показали присутствие линий колебаний белка в модифицированных образцах в спектрах по сравнению с необработанными контрольными.

Внутренняя и внешняя поверхности имплантатов модифицировались ионами азота для экспериментов на животных. После этого на поверхность образцов наносился слой тропоэластина. Обработанные капилляры вводились в кровеносное русло сонных артерий кроликов. Всего было прооперировано 4 животных с применением двух опытных и двух контрольных необработанных образцов. Антикоагулянтная терапия применялась только на момент операции. Срок экспозиции имплантатов в кровеносном сосуде животных составлял 7 суток.

Гистологический анализ показал, что для опытных образцов имплантатов характерны большие полости восстановления кровотока, наличие зрелого фибрина в тромбах, ускоренная реканализация и реваскуляризация в сравнении с контрольными необработанными образцами. Результаты создают предпосылки для дальнейшей работы с разработанной установкой, получаемых материалах и проведения полноценного эксперимента на животных.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект №16-48-590767_р_Урал_а) и субсидии (гранта) Пермского края (соглашение № С-26/057 от 11 марта 2016 г.).

Литература

1. Chu P.K. Plasma-treated biomaterials // IEEE Trans. Plasma Sci. – 2007. – V. 35., N 2. – P. 181-187.

2. Yang P., Huang N., Leng Y.X., et al. Comparative study of anti-thrombotic behavior between nitrogen-doped and nitrogen-free hydrogenated amorphous carbon films fabricated by PIII-D // In: Proceedings of 30th IEEE International conference on plasma science, Jeju, South Korea. 2-5 June 2003, P. 283.

3. I.Kondyurina, I.Shardakov, G.Nechitailo, V.Terpugov, A.Kondyurin, Cell growing on ion implanted polytetrafluorethylene // Applied Surface Science. – 2014. Vol. 314. – P. 670-678.

4. V. Begishev, N. Gavrilov, G. Mesyats, Yu. Klyachkin, I. Kondyurina, A. Kondyurin, I. Osorgina, Modification of polyurethane endoprosthetics surface by pulse ion beam, Proc. of 12th Intern. Conf. on High-Power Particle Beams, Haifa, Israel, June7-12, 1998. Ed. by M.Markovits and J. Shiloh, vol 2, p. 997-1000.

5. В.С. Чудинов, И.В. Кондюрина, И.Н. Шардаков и др., Полиуретан для медицинского применения, модифицированный плазменно-ионной обработкой // Биофизика. 2018. Т. 63, № 3. – С. 444-454.

6. A. Kondyurin, M. Bilek, Ion Beam Treatment of Polymers. Application aspects from medicine to space. Second Edition // Elsevier, Oxford, 2014.

ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ТРОМБОЦИТОВ ПРИ НАРУШЕННОМ ФОТОПЕРИОДИЗМЕ

Н.В. Шляпников

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.В. Злобина

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Человек в течение своей жизни подвергается воздействию множества различных раздражителей, воздействие которых может привести к расстройству «биологических часов» организма и повлечь за собой нарушения гомеостаза. В современных условиях одним из наиболее частых нарушений биоритмов является световой десинхроноз, что связанно с распространением искусственного освещения [1-4].

Сердечно-сосудистая система обладает собственной биоритмикой, что и обуславливает её подверженность воздействию хронобиологических нарушений (десинхронозов). Биоритмические расстройства способствуют повышению тромбогенности сосудистых стенок, что в свою очередь влечет за собой возникновение микроциркуляторных нарушений и их последствий[1,2,5,6,7,8]

Целью исследования является изучение функциональной активности тромбоцитов условиях светового десинхроноза.

Исследование проводилось в два этапа на следующих группах крыс: группе контроля и двух экспериментальных группах животных. Контрольная группа состояла из интактных крыс-самцов, находившихся в условиях естественного освещения. На первом этапе группы под номерами 1 и 2 были подвергнуты постоянному искусственному освещению в течение 10 суток. На

втором этапе на группе 2 была изучена обратимость изменений активности тромбоцитов после 21 суток нахождения в условиях естественного освещения.

Функциональная активность тромбоцитов определялась при задействовании компьютизированного двухканального лазерного анализатора агрегации 230LA «Biola» методами Борна и О'Браена и В. А. Габбасова. Обработка данных производилась с использованием пакета прикладных статистических программ «STATISTICA 10».

Все эксперименты выполнены в соответствии как с Хельсинской декларацией Всемирной Медицинской Ассоциации о гуманном отношении к животным, так и с Женевской конвенцией.

В опытной группе животных на 10 сутки эксперимента наблюдается равномерный рост значительной части показателей кривой средневзвешенного радиуса и кривой светопропускания. Время достижения максимального размера образующихся тромбоцитарных агрегатов возросло. Отмечается тенденция к увеличению максимального размера образующихся тромбоцитарных агрегатов и максимальной скорости образования наибольших тромбоцитарных агрегатов. Присутствует увеличение скорости достижения максимальной степени агрегации и максимальной скорости агрегации. Наблюдается незначительный рост показателя времени достижения максимальной скорости агрегации. Отмечается тенденция к увеличению максимальной степени агрегации.

После восстановления естественного освещения в группе обратимости отмечен рост значений ряда показателей относительно значений группы 10 суток. Наблюдается увеличение времени достижения максимального размера образующихся тромбоцитарных агрегатов. Максимальный размер образующихся тромбоцитарных агрегатов и максимальная скорость образования наибольших тромбоцитарных агрегатов увеличились. Отмечается достоверное увеличение времени достижения максимальной скорости агрегации. Максимальная степень агрегации имеет тенденцию к снижению до

контрольных значений. Также отмечена тенденция к снижению показателей скорости достижения максимальной степени агрегации и максимальной скорости агрегации.

Результаты проведенного исследования свидетельствуют о негативном влиянии светового десинхроноза на агрегационную активность тромбоцитов. Изменения функциональной активности тромбоцитов можно объяснить изменением концентрации гормона мелатонина, который играет ключевую роль в регуляции циркадианных ритмов [2,8]. Уровень мелатонина в тканях организма напрямую зависит от уровня освещенности и регулируется защитным пигментом меланопсином. Немаловажно отметить сосудорасширяющие и антикоагулятивные свойства мелатонина, что напрямую влияет на тромбоцитарную агрегацию. [5,6].

Исходя из полученных результатов эксперимента можно утверждать, что световой десинхроноз провоцирует практически необратимое увеличение агрегационной способности тромбоцитов, что может привести к нарушению микроциркуляции и спровоцировать в дальнейшем развитие сердечно-сосудистых заболеваний.

Литература

1. Антонова В.М., Злобина О.В., Иванов А.Н., Бугаева И.О., Захарова Н.Б., Пучиньян Д.М. Морфофункциональное состояние почек в стадию структурных нарушений светового десинхроноза в эксперименте // Современные проблемы науки и образования. 2017. № 1

2. Журкин К.И., Злобина О.В., Иванов А.Н., Бугаева И.О. Изменения микроциркуляции и гемокоагуляции при экспериментальном световом десинхронозе // Тромбоз, гемостаз и реология. 2016. № 3 (67). С. 164-166

3. Иванов А.Н. Реакция тромбоцитов на электромагнитное излучение частотой молекулярного спектра излучения и поглощения оксида азота // Тромбоз, гемостаз и реология. 2006. № 3. С. 51-57.

4. Костенко Е.В., Маневич Т.М., Разумов Н.А. Десинхроноз как один из важнейших факторов возникновения и развития цереброваскулярных заболеваний // Лечебное дело. 2013. С. 104-116

5. Киричук В.Ф., Иванов А.Н., Антипова О.Н. Влияние электромагнитного излучения терагерцового диапазона на частотах молекулярного спектра оксида азота на тромбоциты белых крыс при иммобилизационном стрессе // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2004. № 11. С. 4-11.

6. Киричук В.Ф., Сухова С.В., Антипова О.Н., Иванов А.Н., Креницкий А.П., Майбородин А.В. Влияние ЭМИ ТГЧ на частоте молекулярного спектра излучения и поглощения кислорода на функциональную активность тромбоцитов белых крыс в состоянии иммобилизациоиного стресса // Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 12. С. 41-47.

7. Патент на изобретение RUS 2327493. Киричук В.Ф., Иванов А.Н., Кораблева Т.С., Тупикин В.Д., Креницкий А.П., Майбородин А.В. Способ нормализации нарушенной линейной скорости кровотока в магистральных сосудах при острой стресс-реакции в эксперименте. 19.12.2006.

8. Киричук В.Ф., Иванов А.Н., Антипова О.Н., Креницкий А.П., Майбородин А.В., Тупикин В.Д. Характер сдвигов в активности тромбоцитов белых крыс, находящихся в состоянии иммобилизационного стресса, под влиянием ТГЧ-облучения на частотах оксида азота // Миллиметровые волны в биологии и медицине. 2004. № 2. С. 49-56.

ИССЛЕДОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНОГО ТЕРМОПЛАСТИЧНОГО КОМПОЗИЦИОННОГО МАТЕРИАЛА С БИОРАЗЛАГАЕМЫМИ СВОЙСТВАМИ

Е.А. Мананкова, В.А. Таганова, Н.А. Щербина

Балаковский инженерно-технологический институт (филиал) Национального исследовательского ядерного университета «МИФИ», г. Балаково

Основными требованиями, предъявляемыми к полимерам и материалам медицинского назначения, являются физико-механические свойства, биологически активные свойства, зависящие от конкретного назначения материала. Это высокая чистота и однородность материала, отсутствие токсичного, канцерогенного воздействия на организмы, которое выражается в биосовместимости высокомолекулярных соединений и компонентов [1-2].

На Балаковском предприятие ООО НВФ «Гируд И.Н.» освоено производство биологически активной субстанции на основе медицинских пиявок. Субстанция содержит биологически активные соединения, это более 200 видов различных биологически активных компонентов, основными среди них являются – гирудин - рекомбинатный белок, полипептид 65 аминокислот, ферменты – апираза, дестабилаза, гиалуронидаза и тд.

В данной работе осуществлен синтез термопластичного полисахарида и модификация его биологически активной субстанцией. Объектами исследования являются: полисахарид возобновляемых источников, пластификаторы, биологически активный компонент – субстанция медицинских пиявок.

Цель работы заключается в разработке состава и исследование пленок биологически активного термопластичного материала.

Полисахаридом является аморфно-кристалическим крахмал, включающий смесь полисахаридов амилопектина и амилозы. Амилоза и разветвленные участки амилопектина образуют аморфные области, а участки амилопектина менее разветвлены и образуют кристаллические области в гранулах крахмала. Это - гидрофильный полимер, крахмальные зерна нерастворимы в воде при обычной температуре, спирте, эфире, сероуглероде, хлороформе, бензоле. Пластификаторы введенные в полисахарид, деструктируют сложную молекулярную структуру крахмала, позволяют перевести его в термопластичное состояние [3-4].

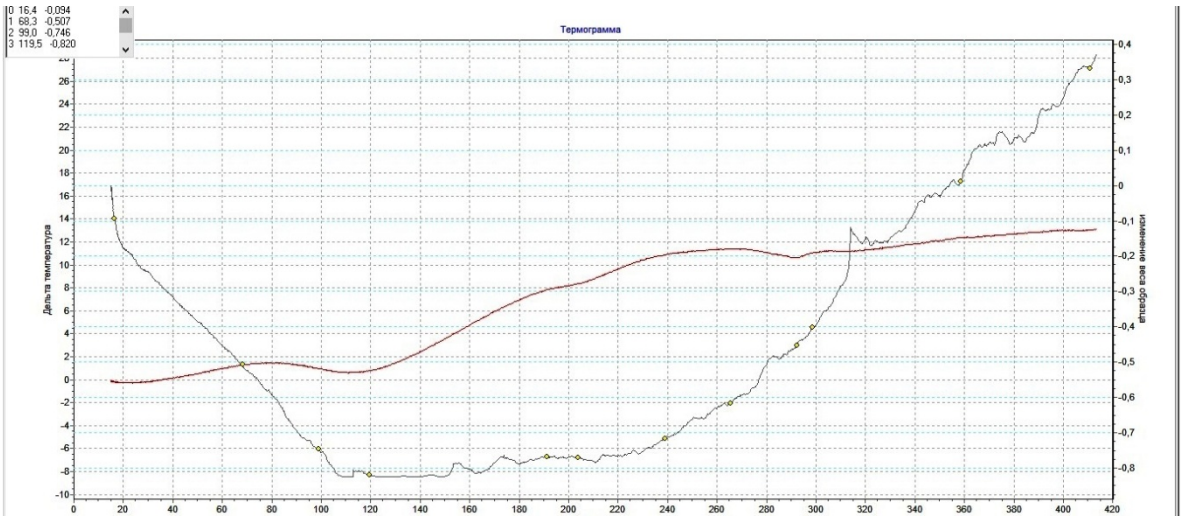
Для определения температуры и оценки теплоты фазовых переходов и других процессов, связанных с выделением или поглощением тепла, а также для определения температуры и величины потери веса образца в процессе нагрева осуществлен дифференциально-термический анализ (ДТА) и термогравиметрический анализ (ТГА), который проводили на установке «Термоскан-2». Данные ТГА-ДТА исходного биологически активного компонента для получения Био-ПКМ приведены в табл. 1.

Таблица 1

Показатели термоокислительной деструкции био-компонента

Температурный интервал (Тн-Тк)	16,7-67,45	67,45-99,73	99,73-119,7	119,7-190,2	190,2-206,5	206,5-239,4	239,4-291,3	291,3-299,2
Q	1,4230	1,0120	0,3877	1,9110	0,6281	0,5270	0,1649	0,0422

где Тн – начальная температура данного интервала, ℃; Тк – конечная температура данного интервала, ℃; Q – величина теплового эффекта, Дж.



Методом термогравиметрического анализа показано, что активная субстанция устойчива к разложению при повышенных температурах, что позволяет совместить стадии модификации и желатинизации термопластичного полисахарида (ТПП).

Для исследования возможностей совместимости биологически активной субстанции с термопластичным полисахаридом были сформованы пленки. Путем увеличения температуры осуществлялась пластификация, в результате которой изменялась структура суспензированных в воде крахмальных зерен. Стадии получения термопластичного крахмала включают: диспергирование полимера в воде; пластифицирование при постоянном помешивании; желатинирование в течение 25 мин при температуре 90°С. Далее формовались пленки из растворов методом полива на стеклянную поверхность. Свежесформованная пленка дозревала в сушильном шкафу, охлаждалась до комнатной температуры и снималась с подложки.

Поверхностная структура термопластифицированных пленок исследовалась с помощью метода оптической микроскопии. Определена растворимость полученных пленок в холодной и горячей воде. Выявлено, что значительно ниже растворимость образцов с пластификатором-2. Таким образом, введение пластификатора-2 более качество разрыхляет структуру

системы, разрушает структуру зерен, что позволяет формировать более плотную взаимную упаковку макромолекул амилозы и амилопектина. Качественная реакция с раствором йода на крахмальный компонент пленок отрицательна, что подтверждает нерастворимость полученного пластифицированного полисахарида.

Таким образом, определена зависимость прочностных характеристик от пластификатора; определена совместимость биологически активного компонента и полимерной матрицы.

Литература

1. Лонг Ю. Биоразлагаемые полимерные смеси и композиты из возобновляемых источников. СПб.: Научные основы и технологии, 2013.

2. Щербина Н.А., Таганова В.А., Бычкова Е.В., Пичхидзе С.Я. Исследование структуры и свойств наноструктурированного биоразлагаемого термопластичного композита// Вестник ВГУИТ. 2018. Т. 80. № 2. С. 302–306.

3. Трегубенко М.В., Щербина Н.А., Бычкова Е.В. Биоразлагаемые полимерные композиции на основе полисахарида // Материалы международной научно-технической конференции молодых ученых. Государственное учреждение высшего профессионального образования «Белорусско-Российский университет». 2017. С. 107.

4. Полимерные композиционные биоразлагаемые материалы / Щербина Н.А., Бычкова Е.В., Панова Л.Г. // Актуальные проблемы и пути развития энергетики, техники и технологий: сб. тр. III Междунар. науч.-практ. конф. Балаково, 2017. С. 327-329.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ КОЛЕННОГО АРТИКУЛИРУЮЩЕГО ВКЛАДЫША

С.В. Герасимов, М.А. Викулова, Н.В. Горшков, К.Б. Костин,
А.И. Шумилин, С.Я. Пичхидзе
Научный руководитель: д.х.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно, что при тотальном эндопротезировании коленного сустава в качестве материала для артикулирующего вкладыша обычно применяется сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ). Однако, не смотря на свои многочисленные достоинства, этот материал подвержен износу и со временем вкладыш приходит в негодность, что неизбежно приводит к его замене.

Суть усовершенствования конструкции артикулирующего вкладыша коленного сустава состоит в увеличении срока его эксплуатации путем нанесения на трущуюся поверхность вкладыша оксида алюминия Al2O3 методом магнетронного напыления.

На образцы из СВМПЭ наносили Al_2O_3 с помощью магнетронно-распылительной системы на основе вакуумного универсального поста ВУП-4 в аргонокислородной плазме тлеющего разряда с пропорцией газов 1:1. Время осаждения пленки оксида алюминия составляло 20 мин., давление в камере порядка 2 Па. В качестве катода использовался Al, толщина нанесенного покрытия Al_2O_3 составила 45 нм.

При нанесении Al_2O_3 происходит плотное укрывание поверхности СВМПЭ, рис. 1.

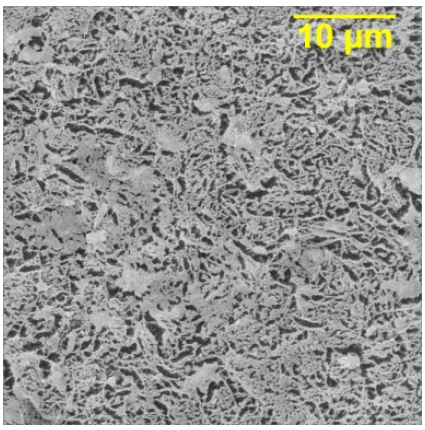


Рис. 1. Укрывание СВМПЭ оксидной пленкой

По данным РФА при модификации поверхности СВМПЭ возрастает концентрация Al_2O_3, рис. 2.

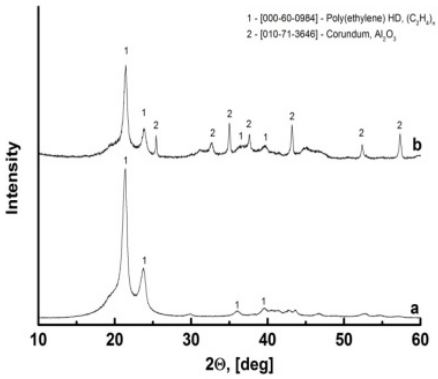


Рис. 2. РФА после проведения магнетронного напыления

В процессе модельного износа вкладыша на машине трения МТ-2 в течение одного часа при 60 обор/мин. происходит образование каверн и разглаживание поверхности СВМПЭ, при уменьшении концентрации Al_2O_3 в поверхностном слое. Предположительно, износостойкость вкладыша должна повыситься на 10%.

Эксперимент показал, что в результате магнетронного напыления Al_2O_3 на поверхность СВМПЭ износостойкость повышается на 10% при сохранении вязкой сердцевины, что поможет продлить его срок службы.

Литература

1. Сенатов Ф.С. Микроструктура и свойства композитов медицинского назначения на основе СВМПЭ: автореф. дис. … канд. техн. наук, М.: МИСиС, 2013. – 24 с.

2. Герасимов С.В., Мамбетова А.И., Шарыпова Е.А., Костин К.Б., Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Пичхидзе С.Я. Модернизация конструкции коленного эндопротеза. Самара: Л-Журнал, 2016. 2 с.

3. Костин К.Б., Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Кошуро В.А., Родионов И.В., Пичхидзе С.Я. Усовершенствование конструкции коленного эндопротеза. Prospects of world science-2016. Materials of the XII international scientific and practical conference. Sheffield. 2016. P. 8-10.

4. Шумилин А.И., Шпиняк С.П., Пичхидзе С.Я. К вопросу повышения износостойкости вкладыша коленного эндопротеза. Саратов: СГУ, 2016. 3 с.

ТЕРМОМАГНИТНЫЙ ЭФФЕКТ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ МАГНЕТИТА КУБИЧЕСКОЙ ФОРМЫ В НИЗКОЧАСТОТНОМ ПЕРЕМЕННОМ МАГНИТНОМ ПОЛЕ

В.Р. Хабибуллин, Д.А. Семеренко, Л.В. Свиридова

Научный руководитель: начальник лаборатории Г.В. Степанов

Государственный научно-исследовательский институт химии и технологии элементно-органического синтеза, г. Москва

Классические методы лечения онкологии (хирургия, химеотерапия, радиотерапия) не достаточно эффективны, а последствия и побочные эффекты крайне негативны. Развитие новых методов борьбы с раковыми опухолями является приоритетной задачей онкологической медицины.

Перспективным инструментом в решении этой задачи являются магнитные наночастицы (МНЧ), в особенности большую популярность приобрели ферриты, магнетит (Fe_3O_4) и маггемит (γ-Fe_2O_3) [1,2]. Особенность магнитных наночастиц магнетита и маггемита заключаются в магнитных свойствах, а так же в низкой токсичности и высокой биосовместимости, что открывает возможность применения *in vivo*.

Метод магнитной гипертермии заключается в локальном разогреве пораженной области с применением МНЧ под действием переменного магнитного поля. Наночастицы в этом случае трансформируют энергию магнитного поля в тепло. Достигая 44-46 ^oC происходит отмирание раковой опухоли, при этом на нормальные клетки пагубного воздействия не оказывается [3].

В настоящей работе проводилось исследование дисперсии МНЧ магнетита кубической формы на термомагнитный эффект в низкочастотном поле (до 5,2 кГц). Поверхность частиц была модифицирована биосовместимым веществом - лимонной кислотой, в избежание агрегации.

Наночастицы магнетита получали двухступенчатым синтезом. Изначально осаждение из сульфата железа, с получением гидроксида ($Fe(OH)_2$). Далее старение осадка в токе воздуха при 80^oC. После синтеза, черный осадок промывался несколько раз водой и поверхностно модифицировался лимонной кислотой. Размер полученных частиц (методом сканирующей электронной микроскопии) составил в среднем 200 нм (рис. 1) и заявленная кубическая морфология так же подтвердилась.

Намагниченность насыщения, измеренная на вибрационном магнитометре составила 78 А·м^2/кг, в то время как коэрцитивная сила 120 Э.

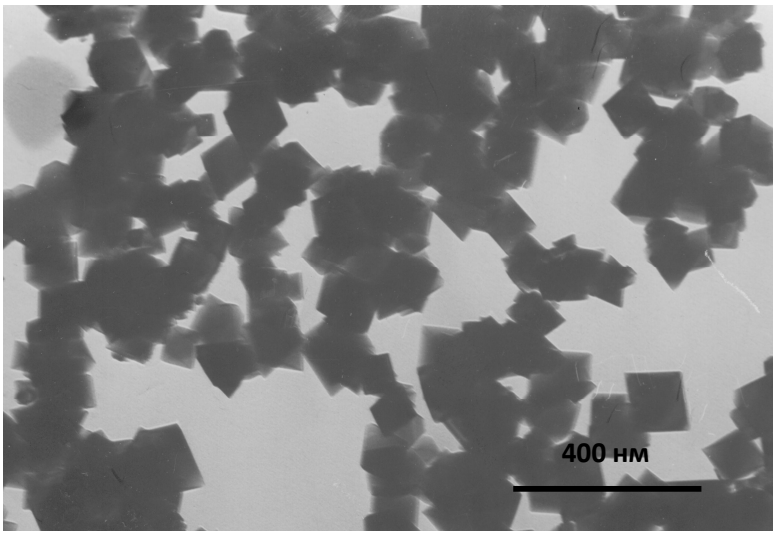


Рис. 1. Микрофотографии наночастиц Fe_3O_4

Далее проводилось измерение термомагнитного эффекта. Навеску образца (3, 78 г) помещали в центр катушки индуктивности, где с помощью генератора задавалась частота переменного тока. Усилителем регулировалось индукция магнитного поля. Схема установки представлена на рис. 2.

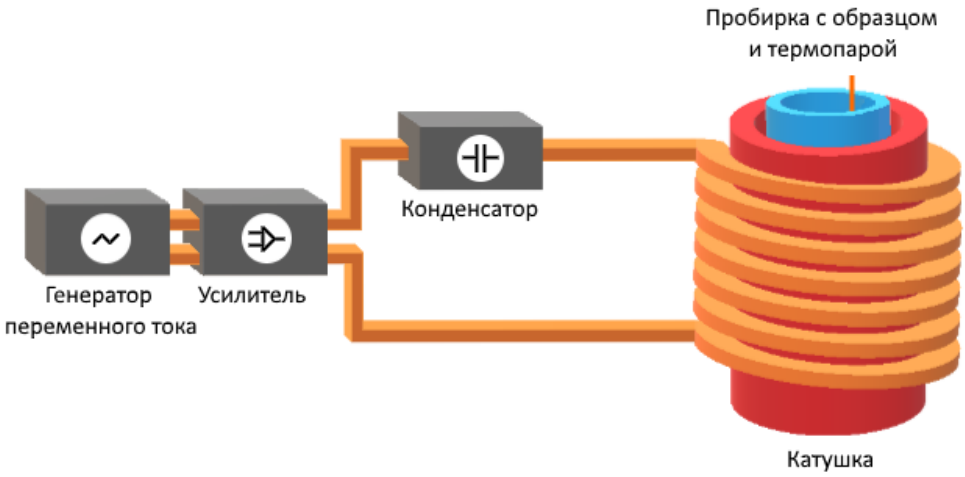


Рис. 2. Схема установки по измерению гипертермического эффекта

Изучение влияния силы магнитной индукции на скорость разогрева образцов при постоянной частоте поля выявило увеличение теплоотдачи дисперсии с ростом индукции магнитного поля (рис. 3 и 4).

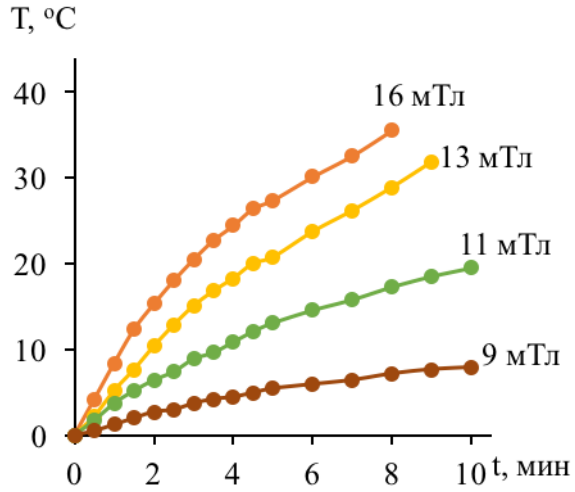


Рис. 3. Зависимость тепловыделения от времени при разной индукции магнитного поля (f = 2,7 кГц)

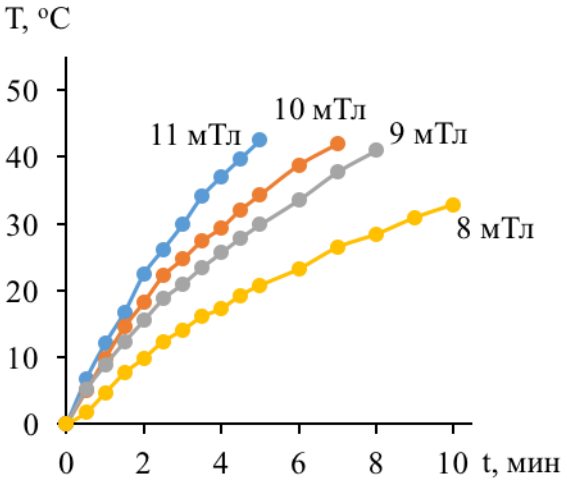


Рис. 4. Зависимость тепловыделения от времени при разной индукции магнитного поля (f = 4,5 кГц)

Аналогичная зависимость наблюдается при всех частотах выбранного диапазона (1,9-5,2 кГц). Далее исследовалась зависимость выделения тепла от частоты, где наблюдается аналогичная зависимость – с ростом частоты тепловыделение растет (рис. 5 и 6).

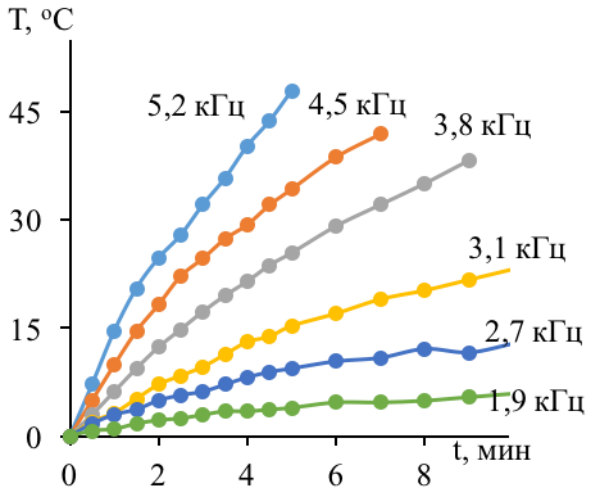


Рис. 5. Влияние частоты на тепловыделение частиц при постоянной магнитной индукции (B = 10 мТл)

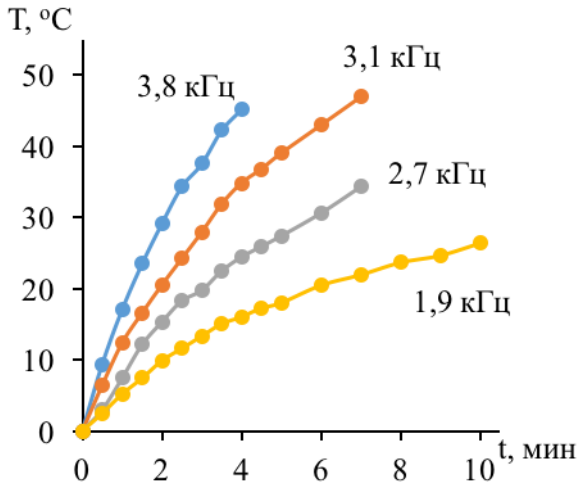


Рис. 6. Влияние частоты на тепловыделение частиц при постоянной магнитной индукции (B = 16 мТл)

По результатам измерений была рассчитана количественная мера эффективности – удельный коэффициент поглощения УКП. Как отношение скорости изменения температуры от времени отнесенное к единице вещества (магнетита). Выявлена область основного магнитного насыщения в районе 18-20 мТл, а так же промежуточное плато в районе 15 мТл, которое указывает на присутствие более магнитомягкой фракции МНЧ в дисперсии.

По результатам работы можно сделать ряд выводов. Синтезированы наночастицы кубической формы с размерами граней 100-200 нм и коэрцитивной силой 120 Э. Поверхностная модификация лимонной кислотой позволила решить вопросы агрегации и биосовместимости. Входе изучения гипертермического эффекта было выявлено, что с ростом частоты и индукции поля тепловыделение частиц увеличивается. Выявлена фракция с дефектом в магнитных свойствах. Полученные дисперсии перспективны для применения в магнитной гипертермии.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 18-33-00947 мол_а.

Литература

1. Qu Y., Li J., Ren J., Leng J., Lin C., Shi D., Enhanced magnetic fluid hyperthermia by micellar magnetic nanoclusters composed of Mn(x)Zn(1-x)Fe(2)O(4) nanoparticles for induced tumor cell apoptosis // Appl. Mater. Interfaces. 2014. V. 6. P. 16867-16879.

2. Губин С. П., Кокшаров Ю. А., Хомутов Г. Б., Юрков Г. Ю., Магнитные наночастицы: методы получения, строение и свойства // Усп. хим. 2005. Т. 74. С. 539-574.

3. Abenojara E. C., Wickramasinghea S., Bas-Concepciona J., Samia A. C. S., Structural effects on the magnetic hyperthermia properties of iron oxide nanoparticles // Prog. Nat. Sci. Mater. Int. 2016. V. 26. P. 440-448.

МИКРОКАПСУЛЫ НА ОСНОВЕ ЭМУЛЬСИИ ПИКЕРИНГА И ПОЛИЭЛЕКТРОЛИТНЫХ СЛОЕВ С ТЕРМОЧУВСТВИТЕЛЬНЫМ ЯДРОМ ДЛЯ ТРАНСДЕРМАЛЬНОГО ПРИМЕНЕНИЯ

К.В. Паламарчук

Научные руководители: к.х.н., доцент Т.В. Букреева,

к.ф.-м.н. Т.Е Григорьев

Национальный исследовательский центр

«Курчатовский институт», г. Москва,

В последние годы значительное внимание со стороны научного сообщества приобрели микрокапсулы, оболочка которых образована наночастицами. Такие структуры называются коллоидосомами [1]. Их главное преимущество по сравнению с другими носителями заключается в простоте получения и гибкости контроля над оболочкой: подбирая частицы разного размера, формы, заряда и физико-химических свойств можно регулировать жесткость, проницаемость и поверхностный заряд капсулы, а также сделать её функциональной. За счет такого подхода коллоидосомы могут быть перспективными для различных применений [2]. Например, капсулирование веществ, неустойчивых к окислению [3], откроет возможность эффективно вводить их трансдермально, что будет крайне востребовано в медицине и косметике. Для контролируемого высвобождения целевого вещества из капсулы за счет нагрева вблизи температуры тела перспективно использовать в качестве ядра капсулы масло ши, у которого температура плавления составляет 36-37°C.

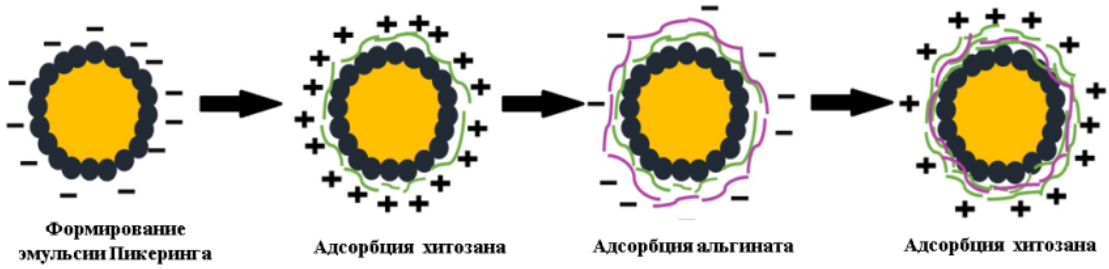


Рис. 1. Схема формирования капсул на основе эмульсии Пикеринга и полиэлектролитных слоев

В данной работе были получены капсулы для трансдермального использования с термочувствительным ядром из масла ши. Первым этапом было создание устойчивой эмульсиии Пикеринга (рис. 1). Для получения эмульсии в качестве дисперсной фазы брали 10 об.% масла при температуре 50°C, а дисперсионная среда представляла водную дисперсию наночастиц SiO_2 (Ludox SM, 3 мас.% на дисперсную фазу, средний размер частиц 6 нм, pH 4), содержащую 10^{-4} М кокамидопропилбетаина. Смесь диспергировали на гомогонизаторе IKA T18 basic в течение 2 мин: в 1-ю минуту частота оборотов составляла 11000 об/мин, а во 2-ю – 24000 об/мин. Следующим этапом было нанесение полиэлектролитных слоев (рис. 1). Для адсорбции 1-го слоя эмульсию добавляли к раствору хитозана (2 мг/мл, 0,2 М NaCl, pH 4) в соотношении 1:10 и перемешивали на орбитальном шейкере MS 3 basic (10 мин, 1000 об/мин). После этого эмульсию уплотняли центрифугированием и промывали от излишка полимера раствором HCl с pH 4. При нанесении второго слоя 10% эмульсию разбавляли раствором HCl с pH 4 в 5 раз и добавляли в раствор альгината натрия (7 мг/мл, 0,2 М NaCl, pH 4) в соотношении 1:3. После перемешивания на шейкере капсулы промывали от излишка полимера раствором HCl. Заключительный слой был нанесен так же, как и первый.



Рис. 2. Зависимость дзета-потенциала коллоидосом
от количества полиэлектролитных слоев

Об успешном нанесении полиэлектролитных слоев судили по изменению знака заряда оболочки (рис. 2). Изначально капли дисперсной фазы эмульсии Пикеринга имеют слабый отрицательный заряд: дзета-потенциал составляет –8 мВ. В результате нанесения слоя хитозана дзета-потенциал изменяется до +48 мВ. При адсорбции альгината натрия оболочка коллоидосом приобретает отрицательный заряд: дзета-потенциал равен –33 мВ. Заключительный слой хитозана придает поверхности капсул высокий положительный заряд – дзета-потенциал составил +57 мВ.

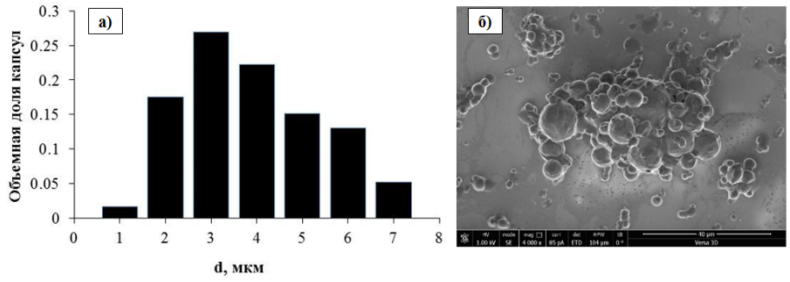


Рис. 3. – а)- Распределение капсул по размеру; б)- СЭМ изображение микрокапсул

Полученные капсулы имеют средний размер 3 мкм (рис. 3а). СЭМ-изображения коллоидосом демонстрируют формирование флокул (рис. 3б). Однако, данный эффект обусловлен агрегацией капсул в результате сушки, в водной среде частицы не агрегированы.

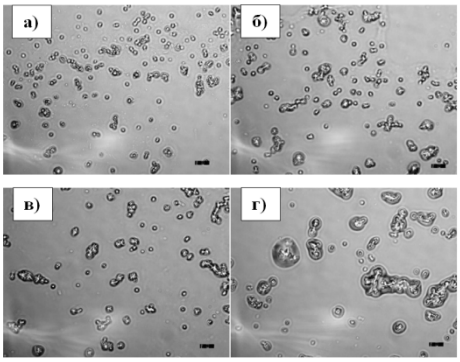


Рис. 4. Микрофотографии капсул, высушенных на подложке
и претерпевших нагрев в течение 10 мин при температуре:
а) 28; б) 40; в) 50; г) 65°С (размер метки 10 мкм)

Далее проводили исследование термического воздействия на полученную систему. Предварительно капсулы высушивали на предметном стекле при стандартных условиях. После этого каждый образец помещали в сушильный шкаф на 10 мин при температуре 40, 50 и 65°С. Затем образцы вынимали, охлаждали на воздухе и исследовали методом оптической микроскопии. Как видно из рис. 4а, при 28°С капсулы стабильны. После термообработки при 40°С (рис. 4б) наблюдается частичная деформация капсул с небольшим выделением масла, однако большинство капсул сохраняют свою форму. Нагрев системы до 50°С и выше (рис. 4в,г) приводит к интенсивному высвобождению инкапсулированного вещества и деформации капсул.

Способность разработанных коллоидосом наряду с защитой инкапсулированного соединения от внешних воздействий высвобождать активное вещество при нагреве вблизи температуры тела позволит использовать их при создании средств трансдермальной доставки. Интенсивное высвобождение инкапсулированного вещества при температурах выше 50°С можно будет применять для создания средств защиты кожи, например, от ожогов солнечных лучей. Нетоксичный состав капсул и размер порядка 3 мкм позволяет сделать вывод о перспективности полученной системы для биомедицинских применений.

Исследование выполнено при частичной финансовой поддержке РФФИ и СИТМА в рамках научного проекта №18-53-34007

Литература

1. Dinsmore A.D., Hsu M.F Nikolaides M.G., Marquez M.,Bausch A.R., Weitz D.A.. Colloidosomes: selectively permeable capsules composed of colloidal particles // Science. 2002. V. 298. P. 1006–1009.

2. Паламарчук К.В., Артемов В.В., Букреева Т.В.. Микрокапсулы на основе эмульсий Пикеринга и полиэлектролитных слоев для биомедицинских применений. // Российские нанотехнологии. 2018. Т. 13. № 3–4. С. 92–97.

3. Паламарчук К.В., Бородина Т.Н., Букреева Т.В.. Капсулы на основе хитозана для включения витамина Е. // Известия УНЦ РАН. 2018. № 3(3). С. 85–89.

ПРИМЕНЕНИЕ НИТРИДА АЛЮМИНИЯ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА СВЕТОДИОДОВ УФ-ДИАПАЗОНА С-ТИПА ИЗЛУЧЕНИЯ

Р.Д. Латыпов

Научный руководитель: к.т.н., доцент С.В. Сидорова

Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана, г. Москва

В настоящее время светодиоды УФ-спектра излучения используются в следующих областях науки и техники: медицина, обеззараживание воды и воздуха, криминалистика, полиграфия, химический анализ веществ, биотехнология. Практически во всех этих областях используются токсичные, хрупкие и крупногабаритные лампы, которые потребляют много энергии.

В связи с этим данные области науки и техники требуют появления новыхтехнологий, а именно УФ-светодиодов, которые смогут заменить устаревшие источники ультрафиолета. Для производства светодиодов УФ-диапазона используются следующие материалы: нитрид галлия, λ = 370 [нм]; нитрид индия-галлия, λ = 400 [нм]; нитрид алюминия-галлия, λ = 300-350 [нм].

В результате проведенного анализа было выявлено, что на данный момент не производятся светодиоды, которые могли бы обеспечить излучение, соответствующее ультрафиолету С-типа (200-280 нм), из-за чего в различных областях науки и техники до сих пор возможно использование лишь устаревших и токсичных ламп.

Для выбора наиболее перспективного материала для создания светодиодов УФ-спектра С-типа излучения был выбран метод экспертных оценок (таблица 1).

Таблица 1

Сравнение характеристик материалов методом экспертных оценок

Материалы используемые для изготовления фотоэлементов	Длина волны [нм]	Ширина запрещённой зоны [эВ]	Теплопроводность [Вт/(м*К)]	Стоимость руб/г	Итог
Весовые коэффициенты	0	0,5	0,2	0,3	1
Алмаз технический	235	5,4 [8]	1500 [10]	15 [2]	0,66
Нитрид бора	215	3,7 [6]	180 [4]	6,8 [4]	0,5
Нитрид алюминия	210	6,2 [10]	200 [4]	0,9 [10]	0,88
Нитрид алюминия галлия	250	4,2 [7]	150 [3]	2,1 [7]	0,62

Основываясь на вышеизложенном, разработка светодиода на основе нитрида алюминия является актуальной задачей для современной технологии и науки, в частности, медицины.

На основании проведённого анализа разработана принципиальная схема формирования чипа светодиода УФ-спектра излучения на базе AlN (рис. 1), который будет позволять обеспечить излучение с длиной волны λ=210 [нм].

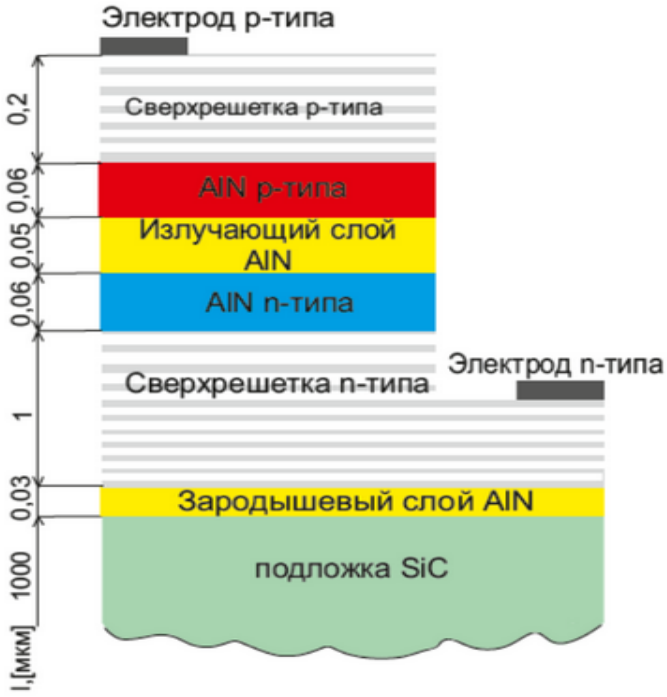


Рис. 1 Схема формирования чипа светодиода на основе AlN

Анализ методов формирования тонкопленочных покрытий нитрида алюминия

В начале этапа изготовления чипа светодиода требуется сформировать тонкопленочные структуры нитрида алюминия, в связи с чем необходимо проведение анализа способов нанесение плёнок нитрида алюминия.

Для выбора наиболее оптимального способа формирования тонкоплёночных структур AlN проведём анализ возможных принципов с помощью метода экспертных оценок (таблица 2).

Таблица 2

Сравнение методов формирования AlN методом экспертных оценок

Название метода	Рабочее давление [Па]	Скорость осаждения [мкм/с]	Температура подложки [K]	Энергия частиц [эВ]	Итог
Весовые коэффициенты	0,1	0,4	0,3	0,2	1
Магнетронное распыление	$10^{-5} - 10^{-2}$ [8]	0,001-0,5 [5]	293-693 [8]	3-5 [8]	0,68
Газофазная эпитаксия	$10^{2} - 10^{3}$ [10]	0,003-0,015 [4]	723-1273 [4]	0,1-0,3 [6]	0,5
Лазерное испарение	$10^{-7} - 10^{-5}$ [5]	0,001-0,5 [5]	293-693 [8]	0,3-0,5 [7]	0,63
Дуговое осаждение	$10^{-5} - 10^{-2}$ [8]	0,1-50 [10]	293-693 [8]	0,1-10 [9]	0,9

В результате проведённого анализа был выбран метод формирования тонкоплёночных структур нитрида алюминия дуговым осаждением.

Постановка, проведение и обработка экспериментальных исследований

Реализация метода дугового осаждения предусмотрена на доступной автору статьи установке PLATITП80.На данной установке возможно нанесение покрытий нитрида алюминия нитрида титана и алюмо-нитрида титана методом дугового осаждения.

Для анализа результатов проведенных экспериментов и оценки толщин покрытий решено использовать профилометр-профилограф TR200, который позволяет исследовать топологию поверхности, шероховатость и оценивать размерные характеристики объектов исследования. Именно на профилометре были получены значения толщин покрытий нитрида алюминия (рис. 2).

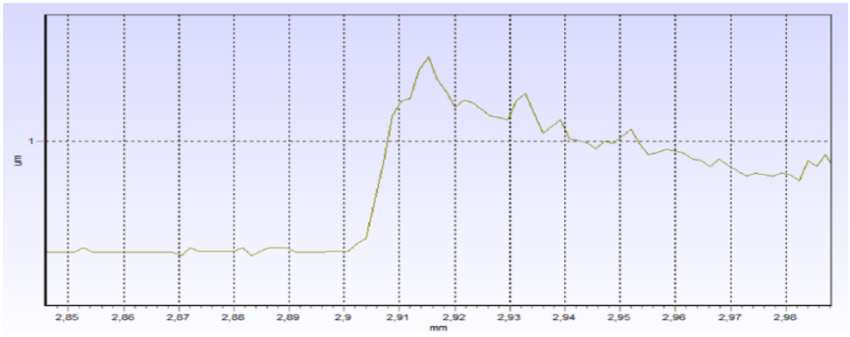


Рис. 2. Результат измерения толщины покрытия AlN на профилометре

Для отработки режимов получения тонкопленочных покрытий нитрида алюминия методом дугового осаждения в вакууме было принято решение провести ряд экспериментальных исследований и методом планирования эксперимента построить математическую модель зависимости толщины покрытия от параметров процесса, влияющих на выходной параметр.

Процесс нанесения покрытия AlN на кремниевую подложку.

В качестве выходного фактора была выбрана толщина покрытия. В качестве варьируемых факторов: время нанесения и сила тока на катоде. Факторы варьируются согласно таблице 3.

Таблица 3

Границы исследований

Уровень	Время нанесения с	Сила тока А	Уровни факторов в безразмерной системе координат
верхний	480	110	+1
нижний	180	80	-1

В качестве метода исследования технологического процесса выбран полный факторный эксперимент. Необходимое число экспериментов: 4.

На основании проведённых экспериментов и исследований полученных покрытий построена таблица 4.

Таблица 4

Матрица эксперимента

Номер эксперимента	X0	X1	X2	X1X2	Y1	Y2	Y3	Y4	$\bar{Y}$	S^2
1	+1	-1	-1	+1	144	151	159	147	150	42
2	+1	+1	-1	-1	205	201	196	199	200	14
3	+1	-1	+1	-1	396	408	392	405	400	56
4	+1	+1	+1	+1	509	497	492	503	500	54

Полученная математическая модель: **Y=313+38X1+138X2+13X1X2,** где X1-уровень фактора времени в безразмерной системе координат; X2-уровень фактора силы тока в безразмерной системе координат.

В результате проверки по критерию Фишера модель подтвердила свою адекватность. Эксперименты оказались воспроизводимыми.

В модели присутствует слагаемое – произведение входных параметров, – что может свидетельствовать о нелинейной зависимости толщины покрытия от параметров процесса (время и ток).

Анализируя полученную зависимость, следует отметить, что входные параметры модели (время и ток) представлены с положительными знаками, а значит, их увеличение приведет к росту толщины покрытия. В нашем случае необходимо стремиться к уменьшению толщины покрытия нитрида алюминия. Поэтому в качестве рекомендаций для получения наноразмерных покрытий нитрида алюминия меньшей толщины следует проводить процесс нанесения при минимальных значениях тока и времени для выбранных интервалов варьирования: 80 А при 180 с.

Выводы и заключение

В результате проведенной работы обоснована актуальность применения покрытий нитрида алюминия для областей науки и техники, в том числе приборов и устройств медицинского назначения, где еще используются

токсичные лампы, которые могут быть заменены на более безопасные лампы УФ-диапазона со светодиодами С-излучения.

В качестве подходящего метода формирования тонкопленочных покрытий нитрида алюминия на основании экспертных оценок существующих методов был выбран метод дугового осаждения. Подобрано технологическое и аналитическое оборудование, поставлены и проведены исследования.

В результате обработки полученных данных построена математическая модель, адекватно описывающая зависимость толщины покрытия нитрида алюминия от технологических параметров.

В дальнейшей работе планируется исследование оптических характеристик покрытия нитрида алюминия в УФ-диапазоне.

Литература

1. https://cyberleninka.ru/article/n/issledovanie-opticheskih-harakteristik-sloev-aln-poluchennyh-metodami-reaktivnogo-magnetronnogo-i-ionno-luchevogo-raspyleniya (07.03.18)
2. http://journals.ioffe.ru/articles/viewPDF/42320 (03.03.18)
3. http://nytek.ru/upload/iblock/ffa/prilozhenie-ellipsometriya-_-opredelenie-kharakteristik-tonkikh-svetodiodnykh-plenok-_rus_.pdf (04.03.18)
4. http://ntv.ifmo.ru/file/article/16173.pdf (04.03.18)
5. http://vant.kipt.kharkov.ua/ARTICLE/VANT_2011_6/article_2011_6_145.pdf(06.03.18)
6. http://met.misis.ru/jour/article/viewFile/123/116 (09.03.18)
7. https://www.nature.com/articles/srep35681 (11.03.18)
8. https://www.nature.com/articles/srep08332 (15.03.18)
9. https://readera.ru/nitridnye-tehnologii-dlja-osvoenija-millimetrovogo-diapazona-dlin-voln-14432355 (04.03.18)

10. http://vant.kipt.kharkov.ua/ARTICLE/VANT_2005_3/article_2005_3_167.pdf(12.03.18)

11. Булыгина Е.В. Основы научных исследований: учеб. пособие (27.04.18).

УЛУЧШЕНИЕ СМАЧИВАЕМОСТИ ГИДРОФОБНЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ МАТРИКСОВ ИЗ D,L-ПОЛИЛАКТИДА ДЛЯ ТКАНЕВОЙ ИНЖЕНЕРИИ

А.Г. Дунаев*, Е.Н. Антонов, Е.М. Лялина, А.О. Мариянац,
В.К. Попов, М.А. Сячина

Институт фотонных технологий
ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, г. Москва, г. Троицк

Полимеры гомологического ряда алифатических полиэфиров играют сегодня одну из ключевых ролей в современном биомедицинском материаловедении. На их основе создаются тканеинженерные конструкции, компоненты лекарственных форм пролонгированного действия, хирургические шовные нити и т.д. Эти структуры обладают достаточно высокими физико-механическими свойствами, они биосовместимы и, как правило, полностью резорбируются в организме за период от нескольких часов до нескольких месяцев (в зависимости от их исходной молекулярной массы, химической структуры и целого ряда других факторов) без образования токсичных продуктов. При этом алифатическим полиэфирам свойственна высокая гидрофобность, что приводит к затруднению смачивания поверхности изделий, полученных на основе этих полимеров, в процессах их интеграции с живыми тканями [1]. Это, в свою очередь, препятствует эффективному прикреплению к полимерной структуре клеток-предшественников тканей требуемых типов.

Существует большой набор способов решения этой проблемы, в частности, создание композитных смесей из гидрофобных полимеров с различными гидрофильными добавками.

В нашей работе исследована смачиваемость поверхностей прессованных дисков и порошков на основе D,L-полилактида (ПЛ), как исходных, так и предварительно обработанных водными растворами альгината натрия (АН) и гиалуроновой кислоты (ГК) с разными концентрациями.

Для проведения экспериментальных исследований нами предварительно были приготовлены необходимые порошковые материалы. Для этого исходные гранулы размером 2÷3 мм D,L-полилактида марки Purasorb PDL02 (Purac Biochem bv, Нидерланды) с молекулярной массой ~15 кДа размалывались в роторной мельнице и просеивались через сита с размером ячеек 100×100 и 50×50 мкм^2. Таким образом, отбирались фракции с размером частиц от 50 до 100 мкм и от 100 до 200 мкм.

Частицы полилактида с размерами 50-100 мкм и 100-200 мкм помещались в водный раствор (1,0 масс.% и 0,25 масс.%) гиалуроновой кислоты. Смесь полимера и раствора гиалуроновой кислоты помещалась на сутки на вибрационную платформу, а затем высушивалась в вакууме в лиофильной сушилке при температуре – 84^{O}C.

Обработка полимерных частиц альгинатом натрия проводилась так же, как и при их обработке гиалуроновой кислотой. Для этого также были использованы две различные концентрации водных растворов АН – 1,0 масс.% и 0,25 масс.%

Далее часть полученных порошков оставили для изучения краевого угла смачивания их поверхности, а из другой части методом литьевого прессования были изготовлены монолитные диски, диаметром 20 мм и толщиной 0,5 мм. Для этого композитная смесь засыпалась в пресс-форму, задавалось давление 3,5 МПа и пресс-форма постепенно нагревалась до температуры ~50^{o}C

примерно за 1 час. После этого давление доводилось до 10 тонн, через 30 минут нагрев выключался и еще через 10 минут после окончательного остывания пресс-формы из нее извлекался образец.

Оценку смачиваемости поверхности водой проводили путем измерения краевого угла смачивания - угла между твердой поверхностью и касательной, проведенной в точке раздела трех фаз. Изображения профиля капель фиксировали при помощи длиннофокусного микроскопа и видеокамеры (рис. 1).

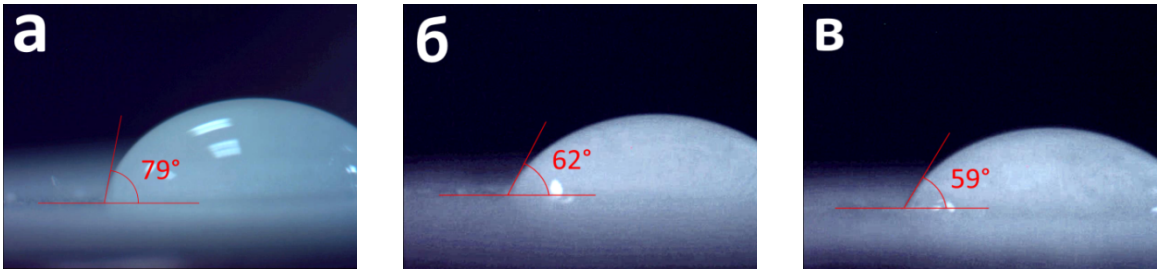


Рис. 1. Типичные микрофотографии профиля капель воды на дисках, спрессованных из разных композитных смесей на примере:
а - ПЛ (чистый полилактид, контроль), б – ПЛ + ГК, в – ПЛ + АН

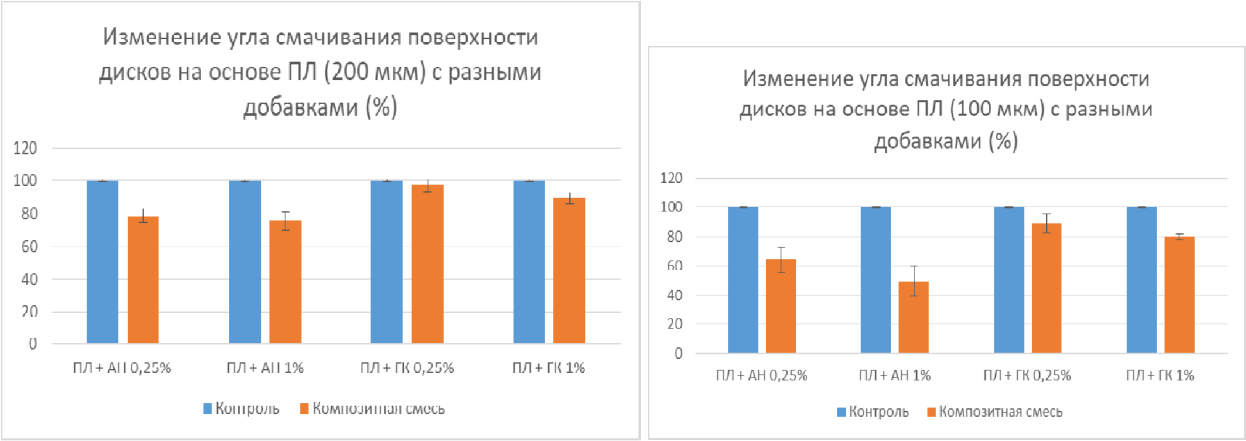


Рис. 2. Данные, полученные при определении краевого угла смачивания: изменение угла смачивания в % в зависимости от типа добавки, повышающей гидрофильность

Проведенные эксперименты показали, что на уровень смачиваемости поверхности дисков влияет не только ее обработка водными растворами ГК или АН, но и дисперсность исходного порошка полимера, из которого были изготовлены эти диски: чем выше дисперсность исходного порошка (меньше размер его частиц), тем лучше смачиваемость его поверхности (Рис.2). Кроме того, было показано что альгинат натрия повышает гидрофильность ПЛ примерно на 30 % больше по сравнению с гиалуроновой кислотой. Самая высокая гидрофильность наблюдалась у образца, сформированного из D,L-полилактида высокой дисперсности (частицы размером 50-100 мкм) и с альгината натрия (1 %). Во всех случаях повышенные концентрации гидрофильных добавок повышают гидрофильность поверхности исследованных образцов.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН в части «изготовления полимерных композитных смесей», Российского фонда фундаментальных иссследований (проект № 18-32-00847 мол_а) в части «исследования смачивамости алифатических полиэфиров».

Литература

1. Ma, Z., Gao, C., Gong, Y., Ji, J., &Shen, J.Immobilization of natural macromolecules on poly-L-lactic acid membrane surface in order to improve its cytocompatibility. Journal of Biomedical Materials Research, 2002,vol.63(6), pp. 838–847.

ИННОВАЦИОННАЯ МЕТОДИКА В МИКРОХИРУРГИИ

К.С. Дорогова, А.Ф. Дорогов, К.В. Шилова
Научный руководитель: ассистент О.А Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Новейшие технологии в медицине уверенно находят своё применение в борьбе за здоровье человечества. Широкое применение нашлось для высокоточечной компьютерной диагностики (томография), ультразвуковое исследование (УЗИ), доплерометрия, малоинвазивная микрохирургия. Главная цель всех инновационных методик является борьба человека с различными болезнями.

Ангиопластика – одна из методик требующая малотравматичное и малоинвазивное вмешательство. По стуи, это эндоваскулярная хирургия по восстановлению кровотока при сужении или полной окклюзии (закупорке) артерий (реже вен), позволяющая решать те же задачи, что и традиционные хирургические методы лечения, но без больших разрезов, а лишь путем пункции поражённого сосуда (рис. 1).

Решением данной проблемы является установка имплантата в кровеносный сосуд – коронарное стентирование. Внутрисосудистое вмешательство подразумевает установку стента в артерии для расширения просвета в сосудах, что позволит полноценно возобновить поток крови по кровеносной системе, а главное обеспечить сердце и головной мозг нужным количеством крови [1].

Стент имеет специальный металлический цилиндрический каркас небольшого размера в форме пластичной сеточки, которая вводится внутрь

артерии в сжатом виде. Затем каркас расправляется словно пружина. Это приводит к тому, что атеросклеротические наросты впиваются в стенки сосуда, и артерия с увеличенным просветом больше не подвергается стенозу.

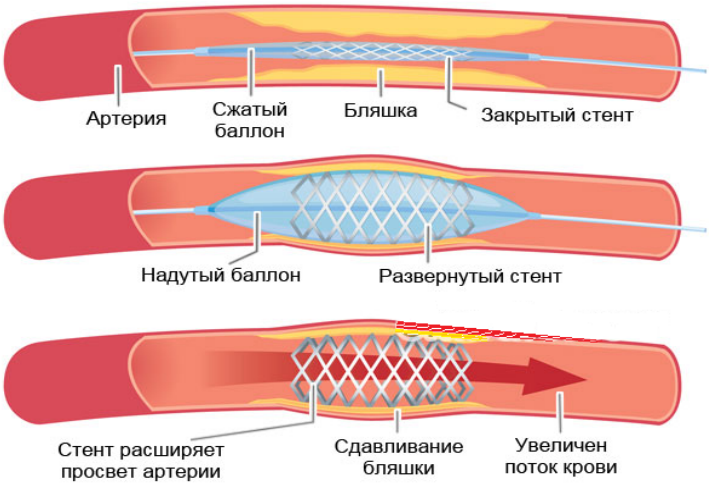


Рис. 1. Ангиопластика и стентирование

Идеальный стент для сосуда должен быть достаточно гибким для его введения в участок манипуляции с использованием малокалиберной системы доставки. Для того чтобы правильно разместить стент в сосуде, он должен быть легко визуализируемым, адаптироваться к конфигурации сосуда, но при этом оказывать на сосудистую стенку давление, необходимое для препятствия его сужению. Поверхностные свойства должны сводить к минимуму риск тромбообразования, но при этом способствовать быстрому восстановлению эндотелия с минимальной неоинтимальной гиперплазией [2].

Артериальные стенты делятся на два типа: самораспрямляющиеся и баллонорасширяемые. Индивидуальные особенности стентов для сосудов во многом обусловлены материалами, из которых они изготовлены. Наиболее распространённые металлы, используемые при изготовлении стентов для сосудов, – это нержавеющая сталь 316L, нитинол и кобальтохромовый сплав. Нитинол – это никель-титановый сплав, обладающий термальной памятью и свойством суперэластичности. В процессе производства нитинол разогревается

и поддерживается в заданном пространственном контуре в течение 30 минут. По мере остывания он способен принимать форму, позволяющую поместить его в систему доставки. Под влиянием температуры тела нитиноловый стент для сосудов вновь принимает первоначально заданную форму. Данное свойство суперэластичности может быть особенно полезным в извитых пульсирующих сосудах, таких, как подвздошные артерии [3].

Обычно стент изготавливают из одинарной трубки из нержавеющей стали, которая затем нарезается лазером, что позволяет её сжать вокруг баллона для последующего расширения.

Посредством соединения нескольких коротких стентов или колец из нержавеющей стали сварными переходами формируются комплексные баллонорасширяемые конструкции стентов, обладающие большей эластичностью.

В свою очередь, стент Wallstent отличается от стандартных конструкций и изготавливается из 24 оплетённых проводов с формированием ячеистой структуры, прочность которой обеспечивается пересекающимися углами проволок. Повышенная тромбостойкость данного стента обусловлена гладкой поверхностью и достигается электрополировкой [3, 4].

Таким образом, проблема создания конструкций стентов удобных как в техноческом плане из введения, так и с точки зрения технологичности процесса их изготовления, является одной из актуальных задач современной биоинженерии.

Литература

1. Касьянова М. Н., Платонов И. Н., Соловьева О. М. Здоровые сосуды. Сердечно-сосудистая система; Амфора, 2013г.

2. Jackson K. P. Venoplasty and Stenting / Cardiac electrophysiology clinics. 2018. Vol. 10(4). P. 675-680.

3. Ройтберг Г. Е., Струтынский А. В. Внутренние болезни. Сердечно-сосудистая система; МЕДпресс-информ, 2013.

4. Tetsuya M., Rikiya F. Advanced Therapeutic Endoscopy for Pancreatico-Biliary Diseases, Springer, 2019. 404 p.

БАКТЕРИАЛЬНАЯ ЦЕЛЛЮЛОЗА КАК МАТРИКС ДЛЯ ТРЕХМЕРНОГО КУЛЬТИВИРОВАНИЯ КЛЕТОК НЕЙРОБЛАСТОМЫ

А.Г. Демченко, М.В. Балясин, М.В. Большакова

Научные руководители: д.б.н., профессор Т.И. Громовых

к.м.н. А.В. Люндуп

Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова, г. Москва

Бактериальная целлюлоза является биополимером микробного происхождения, синтезируемая небольшим числом бактерий. Бактериальная целлюлоза обладает высокой прочностью, гибкостью, влагоудерживающей способностью, выраженной проницаемость для газов и жидкостей. Данные свойства позволяют применять бактериальную целлюлозу в медицинских целях, в качестве перевязочного материала, скаффолда для регенерации поврежденных органов, доставки лекарств [1]. Также бактериальную целлюлозу исследуют как материал для трехмерного (3D) культивирования, в частности, опухолевых клеток, для создания in vitro модели имитирующей 3D-структуру и микроокружение опухоли [2]. Опухолевая клеточная линия нейробластомы человека (IMR-32) является морфологически неоднородной культурой и состоит из двух типов клеток: нейробластомы и стромы [3]. В

данной работе будет описано получение и очистка бактериальной целлюлозы, оценка цитотоксичности в отношении клеточной линии IMR-32, а также жизнеспособность IMR-32 при культивировании на бактериальной целлюлозе.

Бактериальную целлюлозу получали в виде пленки, путем культивирования продуцента *Gluconacetobacter hansenii* GH-1/2008 (ВКПМ B-1547) в статической культуре в течение 7 суток на модифицированной среде S. Hestrin и M. Schramm следующего состава, г/л: сахароза – 20, пептон – 5, дрожжевой экстракт – 5, Na_2HPO_4 – 2,7, моногидрат лимонной кислоты – 1,15. После завершения процесса культивирования проводили очистку пленки бактериальной целлюлозы от компонентов питательной среды и продуцента при помощи многократной промывки дистиллированной водой и буфером RIPA.

Оценку цитотоксичности экстрактов бактериальной целлюлозы проводили методом МТТ-теста на культуре клеток нейробластомы человека IMR-32. Экстракты бактериальной целлюлозы получали в соответствии с ГОСТ ISO 10993-12-2011. Клетки культивировали в питательной среде DMEM/F-12 с добавлением 10% FBS и 100 ед/мл пенициллина и 100 мкг/мл стрептомицина в инкубаторе в атмосфере 5% CO_2 при 37 ºС. Культуру клеток IMR-32 засевали в 96-луночный планшет в концентрации $10*10^3$ клеток/лунка и оставляли на 24 часа в инкубаторе для адгезии. После чего, к клеткам добавляли экстракты бактериальной целлюлозы (n=6) и культивировали в течение суток. Затем производили смену питательной среды с добавлением МТТ-реагента в конечной концентрации на лунку 0,48 мМ. Для контроля фонового значения, реагент добавляли в питательную среду без клеток (n=6). В качестве отрицательного контроля цитотоксичности применяли клетки на пластике без добавления экстракта (n=6). Инкубирование с МТТ-реагентом проводили в течение 4 часов. Затем, отбирали супернатант и образовавшиеся кристаллы формазана растворяли в 150 мкл ДМСО. Измерение поглощения проводили при

длине волны 540 нм на планшетном фотометре Multiskan FC (Thermo Fisher Scientific).

Оценку жизнеспособности клеток на бактериальной целлюлозе проводили путём засева пленки целлюлозы размером 1×1 см клеточной суспензией IMR-32 в концентрации $100*10^3$ клеток/образец (n=4). Культивирование IMR-32 на пленки бактериальной целлюлозы проводили в условиях инкубатора в течение 14 суток, с заменой питательной среды каждые 3 суток. Результаты оценивали методом проведения флуоресцентного окрашивания на живые и мертвые клетки (Live/Dead) с дополнительной окраской ядер клеток Hoechst 33342, с последующей визуализацией на флуоресцентном микроскопе (Leica). Трехмерные структуры культур клеток математически обрабатывали в программе CellProfiler (версии 3.1.5) для получения z-stack изображений.

Результаты оценки цитотоксичности экстрактов пленок бактериальной целлюлозы в отношении клеточной линии IMR-32 представлены на рис.1.

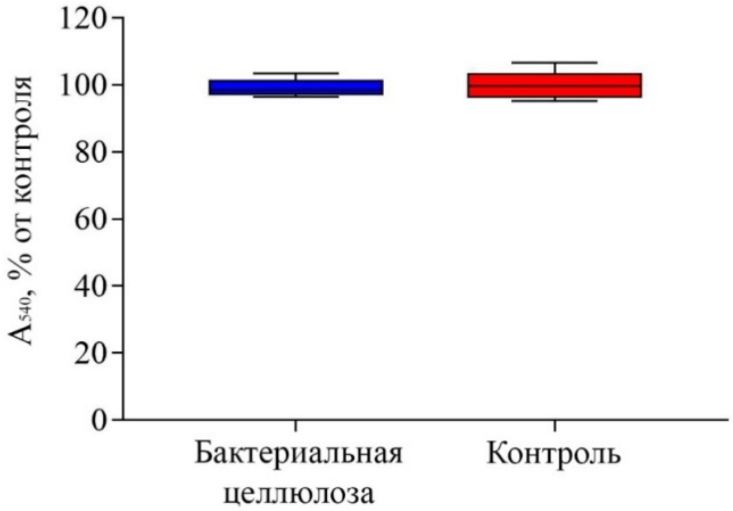


Рис. 1. График процентных значений абсорбции (A_{540}) относительно группы отрицательного контроля цитотоксичности по результатам МТТ-теста, после культивирования в течение суток культуры клеток IMR-32 с экстрактами бактериальной целлюлозы. График диаграмма размаха (метод Тьюки)

Метаболическая активность клеток, культивируемых с экстрактами бактериальной целлюлозы, не имеет статистически значимого отличия в сравнении с контрольной группой (двухстороннее p значение =0.657, непарный параметрический t-тест).

Результаты Live/Dead анализа по оценки жизнеспособности клеточной линии IMR-32, после культивирования в течение 14 суток на образцах пленки бактериальной целлюлозы показали, что клетки формируют 3D-структуру с сохранением жизнеспособности, в сравнении с культивированием на пластике, где клетки не растут в монослое (рис. 2).

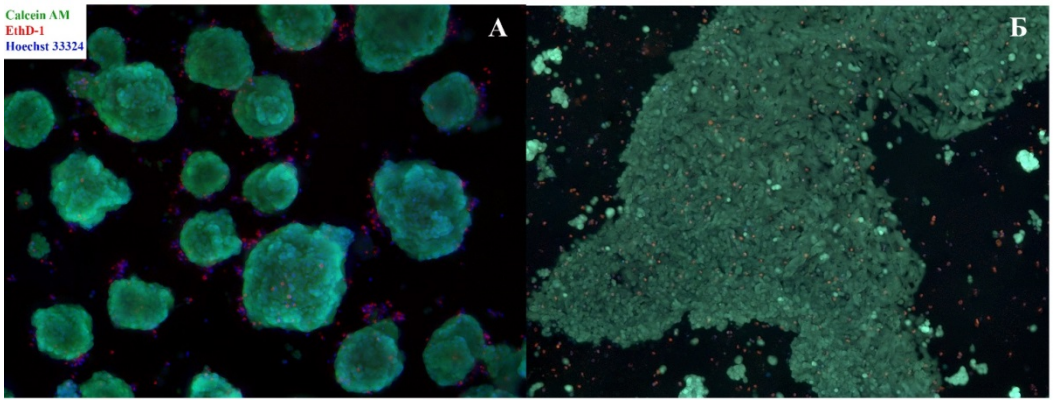


Рис. 2. Наложение флуоресцентных изображений клеточной линии IMR-32, окрашенных флуоресцентными красителями Live/Dead и Hoechst 33342 (Calcein AM (зеленый) – живые клетки; EthD-1 (красный) – мертвые клетки; Hoechst 33342 (синий) – ядра клеток). А - IMR-32 после 14 суток культивирования на бактериальной целлюлозе, Б - IMR-32 на культуральном пластике. Увеличение 200×

По результатам исследовательской работы получена пленка бактериальной целлюлозы, показано отсутствие цитотоксического влияния экстрактов пленки в отношении клеточной линии нейробластомы человека IMR-32 и продемонстрировано самопроизвольное формирование 3D-структур при культивировании клеток на матриксе бактериальной целлюлозы с сохранением жизнеспособности.

Исследование выполнено при финансовой поддержке программы УМНИК, Фонд содействия инновациям, договор №0033880.

Литература

1. Moniri M. et al. Production and status of bacterial cellulose in biomedical engineering //Nanomaterials. – 2017. – Т. 7. – №. 9. – С. 257.

2. Wang J. et al. Novel Bacterial Cellulose/Gelatin Hydrogels as 3D Scaffolds for Tumor Cell Culture //Polymers. – 2018. – Т. 10. – №. 6. – С. 581.

3. Bégaud-Grimaud G. et al. Study of the phenotypic relationship in the IMR-32 human neuroblastoma cell line by sedimentation field flow fractionation //International journal of oncology. – 2007. – Т. 31. – №. 4. – С. 883-892.

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ АВТОМАТИЧЕСКОГО ПИСТОЛЕТА ДЛЯ НАЛОЖЕНИЯ ШВОВ С АНТИМИКРОБНЫМ БИОСОВМЕСТИМЫМ ПОКРЫТИЕМ

А.Н. Юрова, А.А. Джамгарова

Научный руководитель: д.т.н., профессор И.П. Мельникова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Сшивающий аппарат – специальное устройство для соединения органов и тканей механическим способом. Современные сшивающие устройства сокращают время наложения швов, упрощают процесс сшивания и обеспечивают асептичность операции. Среди других преимуществ стоит выделить: уменьшение кровопотери и минимальная травматизация тканей; точность соединения краев тканей и их равномерное сжатие по линии шва.

Азотирование является одним из наиболее эффективных способов повышения твердости и износостойкости титана и его сплавов.

Цель работы: Усовершенствование конструкции автоматического механического пистолета для наложения швов.

Для решения поставленной цели нами предлагается внести следующие усовершенствования в известную конструкцию автоматического пистолета для наложения швов: изменение конструкции зажимов, азотирование зажимов для улучшения прочности. Для обеспечения лучшей биосовместимости при выполнении операции сшивания целесообразно на зажимы, которые стягивают ткани перед операцией сшивания, нанести биосовместимое биоактивное покрытие на основе гидроксиапатита, модернизированное материалом, обладающим антимикробным эффектом, бемитом.

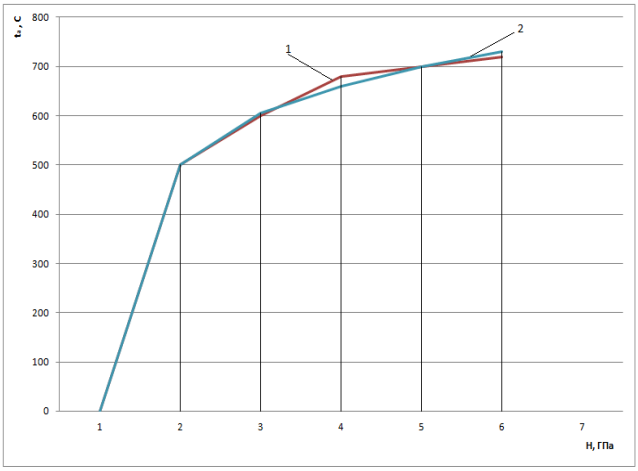


Рис. 1. Влияние температуры азотирования ta (время азотирования 2 ч) на микротвердость азотированной поверхности титана H: 1 – после азотирования; 2 – после деформирования трением и азотирования

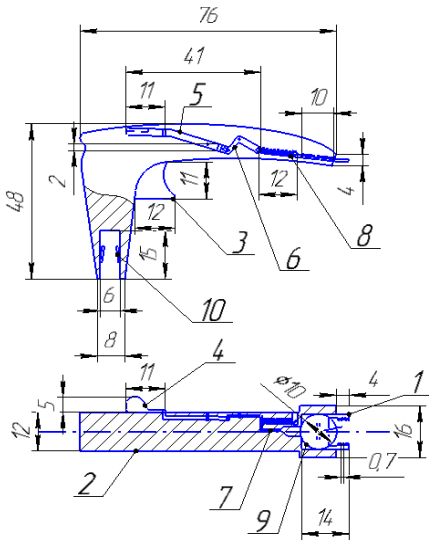


Рис. 2 .Модернизированный автоматический пистолет для наложения швов

Выводы: В результате модернизации автоматического пистолета для наложения швов были улучшена прочность и качество работы.

Литература

1. Топографическая анатомия и оперативная хирургия: учебник / Каган И.И., Чемезов С.В. - , 2009. - 672 с.

2. Акопов Э. М. и Постолов П. М. Сшивающие аппараты для наложения анастомозов в желудочно-кишечной хирургии // Мед. техника. 1981. № 5. С. 24.

3. Кипарисов С.С., Левинский Ю.В. Азотирование тугоплавких металлов. – М.: Металлургия, 1972. – 160 с.

4. Теория и технология азотирования / Ю.М. Лахтин [и др.]. – М.: Металлургия, 1991. – 320 с.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ТИБИАЛЬНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА

Д.С. Денисов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно, что при тотальном эндопротезировании коленного сустава в качестве материала для феморального и тибиального компонента применяются металлы и их сплавы или керамика. Однако, несмотря на свои многочисленные достоинства и недостатки, эти материалы не имеют одного из важных качеств – ускорение остеоинтеграции.

Суть усовершенствования конструкции тибиального компонента эндопротеза коленного сустава состоит в ускорении остеоинтеграции путем нанесения покрытия из трикальцийфосфата, содержащего серебро, где серебра 30% от общей массы покрытия методом плазменного напыления.

На образцы из сплава титан-золото наносили ($Ca_3(PO_4)_2$ + Ag) с помощью плазменного напыления. Анализ полученных результатов показывает, что структурно–морфологические характеристики плазмонапыленных покрытий зависят от дисперсности напыляемого порошка, причем, чем выше дисперсность порошка, тем больше открытая пористость покрытия и более развитая морфология поверхности. Режим напыления был выбран опытным путём. Дистанция 100 мм, дисперсность порошка 50 мкм.

При нанесении ТКФ - Ag происходит плотное укрывание поверхности, рис. 1.

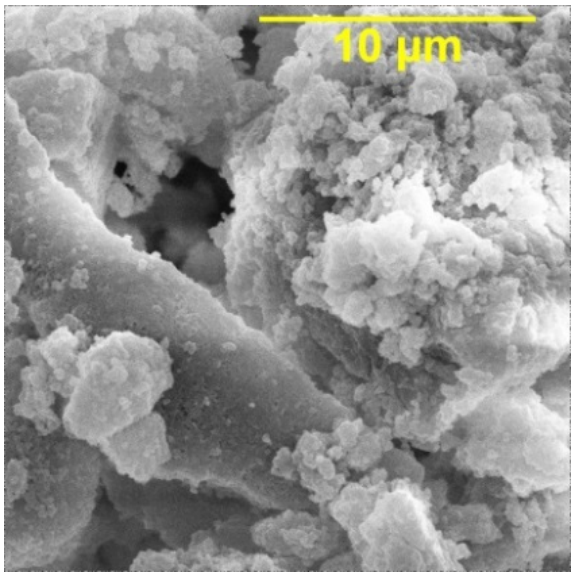


Рис. 1. Укрывание поверхности ТКФ-Ag

Анализ полученных микрофотографий покрытий показал, что плазмонапыленные ТКФ – Ag покрытия, полученные при различной дисперсности порошка, состоят из плотноупакованных частиц порошка, рис. 2.

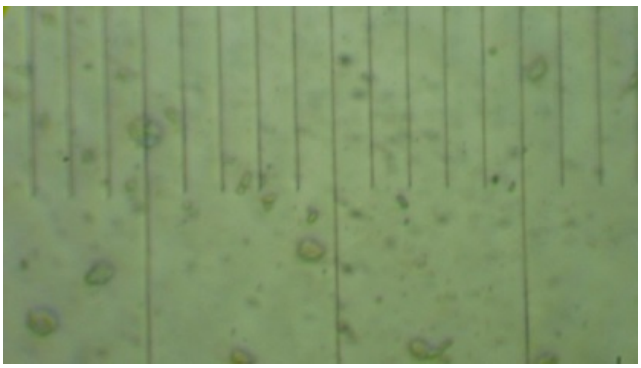


Рис. 2. Микрофотография поверхности плазмонапыленного ТКФ – Ag покрытия с использованием АГПМ–6М с измерительной линейкой

Во время напыления происходит дробление частиц. Исследования показали, что на поверхности присутствуют частицы диаметром 100 мкм, что способствует остеоинтеграции. Также на АГПМ–6М была изучена поверхностная пористость покрытия, которая составляет от 13 % для Δ=0,2 мкм до 33 % Δ=12 мкм.

Литература

1. Лясникова А.В. Технология формирования и методы исследования плазмонапыленных покрытий: учеб. пособие / А.В. Лясникова, И.П. Гришина, О.А. Маркелова. – Саратов: ООО «Издательский Центр «Наука», 2015. – 197 с.

2. Таран В.М., Лясникова А.В. Технические системы и оборудование для плазменного напыления порошковых покрытий: Учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. – Саратов: Электронное учеб. издание. – ФГУП НТЦ «Информрегистр», Депозитарий электронных изданий, 2012. – 315 с.

3. Таран В.М., Лясникова А.В., Протасова Н.В., Дударева О.А. Повышение качества плазмонапыленных покрытий медицинского назначения / Таран В.М., Лясникова А.В., Протасова Н.В., Дударева О.А. // Медицинская техника. – 2012. – № 4 (274). – С. 4–7.

4. Пузь А.В. Многофункциональные покрытия для сплавов медицинского назначения, Владивосток, 2014. С. 4-6.

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОЛИТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ДЕТАЛЕЙ АККУМУЛЯТОРНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ

Е.П. Петрова

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Электролиз – электрохимический процесс (электролиз металлов), протекающий между анодом и катодом (деталью) в электролите (водном растворе соли, кислоты или щелочи) и сопровождающийся выделением на катоде металла.

Электролитические покрытия предпочтительнее наплавки, так как:

– процессы гальванического осаждения металла не вызывают структурных изменений в деталях,

– позволяют устранять незначительные износы,

– легче поддаются механизации и автоматизации,

– можно получать равномерные по толщине покрытия с широким диапазоном твердости (от 1000 до 12000 МПа), что позволяет восстанавливать большую номенклатуру деталей, значительно отличающихся конструктивно-технологическими характеристиками и условиями эксплуатации,

– одновременно можно восстанавливать значительное количество деталей,

– применяемые электролиты можно использовать многократно,

– технологический процесс легко поддается механизации и автоматизации.

Недостатки электролитического наращивания:

– сравнительно низкая производительность процесса,

– большой цикл подготовительных операций,

– значительное выделение вредных веществ (хлор, кислотные испарения и т, п.).

Наибольшее распространение получили осталивание (железнение), хромирование, никелирование, меднение, нанесение электролитических сплавов.

Автоматизированный технологический комплекс для электролитической обработки деталей аккумуляторных этектродов (см. рис. 1) представляет собой систему из гальванической ванны 1, где наносится электролитическое покрытие и установки контроля параметров с прижимной головкой 6, при помощи которой можно проверить качество нанесенного покрытия. Перемещение подвески с электродами 1 от одной позиции до другой осуществляется при помощи манипулятора 8 (М1), перемещающегося вдоль направляющей 10 (Н1). При помощи исполнительных механизмов манипулятора обеспечивается также вертикальное перемещение подвески 1 и вращение ее вокруг своей оси.

Контроль параметров покрытия происходит при перемещении М1 на вторую позицию, где расположено устройство контроля. Его прижимная головка 6, закрепленная на манипуляторе 8 (М2) может перемещаться как вертикально вверх – вниз так и по горизонтальной оси. За перемещение в пространстве отвечают датчики и исполнительные механизмы 12 и 13.

Гальваническая ванная подключена к электролитической гидросистеме, которая служит для подачи электролита, контроля его состава, а также за отвод и переработку отработанного электролита.

Питание АТК осуществляется от источника питания 5. Управление работой установки осуществляется посредством ЭВМ, куда поступают на обработку все сигналы датчиков системы.

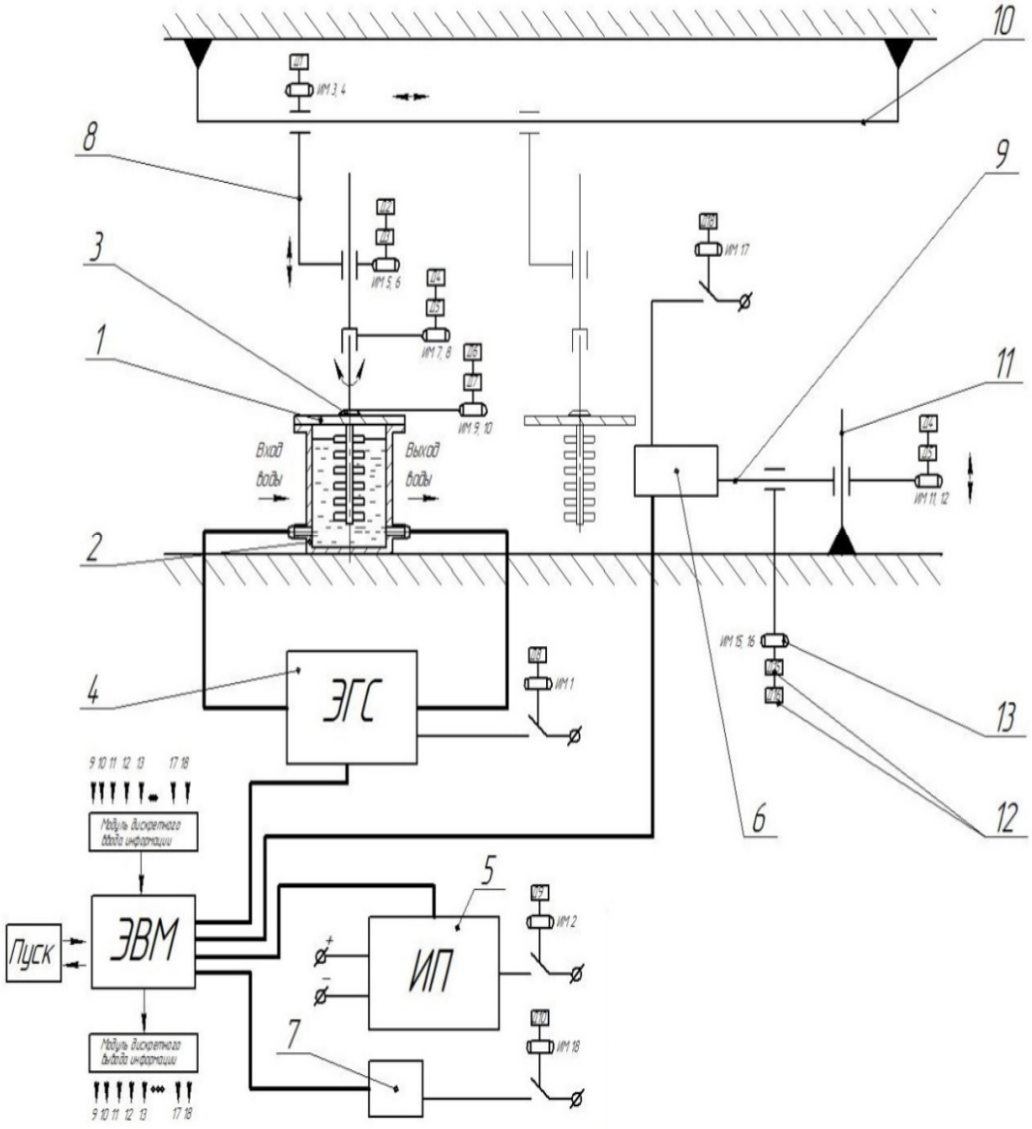


Рис. 1. Структурно-функциональная схема АТК

1 – подвеска с электродами, 2 - электролитическая ванна, 3 – механизм захвата, 4 - электролитическая гидросистема, 5 – источник питания, 6 – прижимная головка устройства контроля, 7 – таймер, 8 – манипулятор М1, 9 – манипулятор М2, 10 – направляющая Н1, 11 – направляющая Н2, 12 – датчики, 13 – исполнительные механизмы

Литература

1. Ольшанская Л. Н., Гоц И. Ю., Шугайкина С. М. Нанесение слоев сплавов методом катодного внедрения : метод. указания к учеб.-исслед. лаб.

работе. // М-во образования и науки Рос. Федерации, Саратовский гос. техн. ун-т ; сост.: Л. Н. Ольшанская, И. Ю. Гоц, С. М. Шугайкина. - Саратов : СГТУ, 2010.

2. Таран В.М. Технологическое обеспечение качества плазменных покрытий на основе применения комбинированных физико-технических методов активации поверхности / Н.В. Протасова, В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Дударева, И.П. Гришина. - М.: Спецкнига, 2012. - 350 с. Решетников С.М. Харанжевский Е.В. Кривилев М.Д. Садиоков Э.Е. Матвеева Н.С. Гильмутдинов Ф.З. Коррозионно-электрохимическое поведение стали У-10, подвергнутой лазерной обработке / Вестник Удмуртского университета. Серия 4. Физика и химия, Вып. 2, 2012г. – 138 – 152 с.

3. Борисов Д.Н. Водород-аккумулирующие сплавы и композиты на основе магния/Д.Н.Борисов//Альтернативная энергетика и экология.-2008.-№2. С. 33-38

4. Свод правил. СП 52.13330.2011. Естественное и искусственное освещение. – М.: Минрегион России, 2011. – 69 с.

5. Брысенкова Н.В Накопители водорода на основе гидридов никеля и алюминия / Брысенкова Н.В., Шалимов Ю.Н., Парфенюк В.И. Известия высших учебных заведений. Серия: Химия и химическая технология. 2011. Т. 54. № 11. С. 131-135.

6. Шилов А.Л. О сплавах металлах и углеродных наноматериалах как потенциальных аккумуляторах водорода/ А.Л. Шилов, Л.Н. Падурец, Н.Т. Кузнецов // Журнал неорганической химии.- 2010.-Т.55, №8. С.1266-1270.

АНАЛИЗ СТАТИЧЕСКИХ НАПРЯЖЕНИЙ КОНСТРУКЦИИ ПЕРФОРАТОРА ДЛЯ МИНИФЛЕБЭКТОМИИ

П.А. Шаронов, В.О. Лукьянова, Д.В. Ероклинцев

Научные руководители: к.х.н., доцент Гоц И.Ю.,

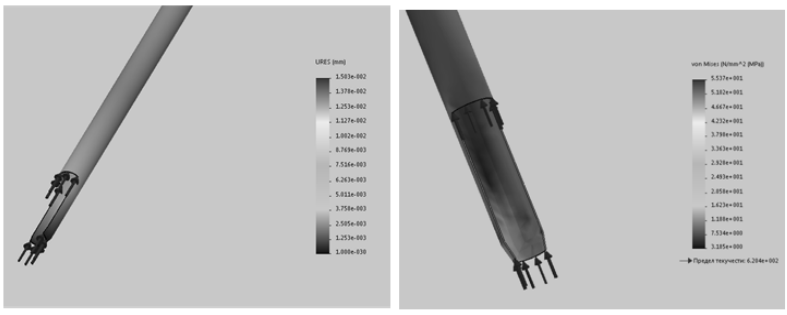
д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Целью данной работы являлась разработка и анализ используемых технологий при создании новой конструкции перфоратора для минифлебэктомии.

Компьютерное моделирование разработанной модели перфоратора для минифлебэктомии осуществлялось с помощью программы SolidWorks2014 и позволило провести оценку напряженно-деформированного состояния его составных элементов.

По модельному эксперименту нагрузка в размере 1,5 Н прикладывалась к игле перфоратора, далее анализировалось перемещение иглы (рис. 1 а) и напряжение, возникающее в перфораторе (рис. 1 б).



а б

Рис. 1. Статический анализ перемещений иглы перфоратора, мм (а) и узлового напряжения по Мизесу (б), предел текучести равен 620 МПа

По результатам исследования выявлено наибольшее смещение, составляющее $1{,}5 \cdot 10^{-2}$ мм. Данное смещение не деформирует иглу. Максимальное напряжение составляет 55 МПа, что примерно в 11 раз меньше предела текучести иглы из нержавеющей стали, результаты расчета представлены в таблице 1.

Анализ антимикробной активности медицинской нержавеющей стали марки 12Х18Н10Т по ТУ 3-1002-77 проводился по распределению взвеси микроорганизмов вокруг пластин. Распределение взвеси микроорганизмов указывало на то, что пластины, без покрытия и подвергшиеся пескоструйной обработке электрокорундом Al_2O_3, не имеют антибактериального эффекта, в отличие от образцов, которые подверглись не только пескоструйной обработкой электрокорундом Al_2O_3, но электрополированию и пассивации, а также образцов с термическим оксидированием.

Таблица 1

Значения отклонений (мм) и напряжений по Мизесу (Н/мм^2)

Диаметр стержня, мм	2	3	4
Минимальное отклонение при нагрузке на иглу, мм	$1{,}007 \cdot 10^{-30}$	$1{,}001 \cdot 10^{-30}$	$1{,}000 \cdot 10^{-30}$
Максимальное отклонение при нагрузке на иглу, мм	$1{,}567 \cdot 10^{-2}$	$1{,}553 \cdot 10^{-2}$	$1{,}549 \cdot 10^{-2}$
Минимальное напряжение при нагрузке на иглу, Н/мм^2	3,211	3,185	3,171
Максимальное напряжение при нагрузке на крючок, Н/мм^2	55,251	55,172	55,152

Для определения оптимального режима паасивации была построена зависимость плотности тока (j) в гальванической ванне от времени обработки (t) (рис. 2).

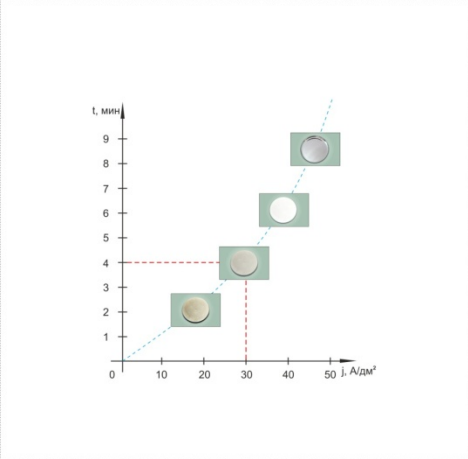


Рис. 2. Зависимость плотности тока (j) в гальванической ванне от времени обработки (t)

Поскольку образец, предварительно подвергшийся пескоструйной обработке электрокорундом Al_2O_3, электрополированию и пассивации обладает антибактериальным эффектом, то очевидно рассмотреть режим пассивации для этого образца. Как видно из графика рис. 2 для образца, подвергшегося пескоструйной обработкой электрокорундом Al_2O_3, электрополированию и пассивации, плотность тока составила 30 А/дм^2 при времени обработки 2 минут, количество электричества будет равняться 450 Кл/дм^2 Дальнейшее увеличение тока и, соответственно, времени процесса приводит к бликовой поверхности образца и к исчезновению антибактериального эффекта, так как не образуются смесь оксидов, отвечающая непосредственно за этот эффект.

Выводы**:** В результате компьютерного моделирования был проведен анализ напряженно-деформированного состояния составных элементов перфоратора, который позволил без проведения каких-либо расчетов определить необходимые параметры статических напряжений и перемещений при нагрузке 1,5 Н. Смеси оксидов металлов (Cr, Ni, Fe, Ti, Cu) на поверхности

медицинской нержавеющей стали марки 12Х18Н10Т обеспечивают антибактериальный эффект.

Литература

1. Шевченко Ю.Л., Стойко Ю.М., Лыткина М.И. Основы клинической флебологии. – М.: Медицина, 2005. С. 171-172.

2. Соколов А.Л., Лядов К.В., Луценко М.М. Лазерная облитерация вен для практикующих врачей.– М.: Медпрактика-М, 2011. 84 с.

3. Савельева В.С. Флебология. Руководство для врачей. – М.:, Медицина, 2001. 464 С.

4. Патент РФ № 2501530. Нейрохирургический скальпель / Шалиндер А., Долженко Д.А., Жильцов А.Н., Крымский Н.В., Лунев Ю.К., Пинигин Ю.В. 20.12.2013.

5. Патент РФ № 2587968 Лазерный перфоратор кожи /Савчук Е. В., Полушкин В.Г. от 27.06.2016.

6. / Патент РФ № 2526271. Способ склерооблитерации перфорантных вен голени / Красавин Д.С., Клецкин А.Э., Мухин А.С. 20.08.2014.

7. Богачев В.Ю. Местное лечение хронических заболеваний вен // Фарматека. 2013. №. 10. С. 83-87.

8. Ероклинцев В. Н., Лукьянова В.О., Ероклинцев Д.В., Пичхидзе С.Я., Терехов А.М., Чаббаров Р.Г., Буравлева Л.В. Перфоратор для минифлебэктомии. / Патент РФ Заявка: 2017125577, 17.07.2017.

9. Анализ новой конструкции перфоратора для минифлебэктомии / В.О. Лукьянова В.О., Ероклинцев Д.В., Терехов А.М., Пичхидзе С.Я. // Медтехника, 2018.

ТЕХНОЛОГИЯ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРОШКОВ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ И СТРУКТУРНО-МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОКРЫТИЙ

А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, С.В. Телегин

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Лясникова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Синтез замещенных порошков проводился методом осаждения из водных растворов при комнатной температуре и влажности воздуха 58%, pH раствора поддерживался на уровне 9-12. Полученный в результате синтеза осадок оставляли на созревание и сушили. Полученный порошок охлаждали при комнатной температуре в течение суток, после чего размалывали в керамической ступе нажатием пестика и выполняли фракционирование с применением сит.

Перед формированием покрытия образцы подвергались очистке в УЗ-ванне ПСБ-ГАЛС при частоте 18-20 кГц в водном растворе ПАВ в течение 5 мин; последующей воздушно-абразивной обработке на аппарате АСОЗ 1.2 МЕГА порошком электрокорунда течение 10-12 мин.

Покрытие формировалось с использованием установки плазменного напыления покрытий УПН 28 при следующих технологических режимах: ток дуги - 350-360 А, дисперсность порошка титана – 150-200 мкм, дисперсность замещенных порошков - 70-90 мкм, расход плазмообразующего газа – 20-22 л/мин, дистанция напыления порошка титана – 150-155 мм, дистанция напыления замещенных порошков – 50-55 мм.

Так, покрытия на основе порошков магнийзамещенных кальцийфосфатов состоят из частиц округлой формы с неровными краями размером до 25 мкм. Также присутствуют микрокапли порошка размером до 5 мкм и большие

скопления наночастиц. Максимальное содержание магния в таких покрытиях составило 19-28 весовых %.

Покрытие на основе медьзамещенных кальцийфосфатов представлено плоскими частицами размером до 90 мкм, уложенными плотно друг на друга. На поверхности частиц имеются поры размером до 5 мкм. Обнаружено наличие наночастиц размером до 100 нм.

Покрытие на основе порошков сереброзамещенных кальцийфосфатов представлено частицами округлой плоской формы, размерами до 100 мкм, а так же наночастицами, равномерно распределенными по всей поверхности, размерами 50-100 нм. Анализ элементного состава покрытия подтвердил наличие серебра в всех типах покрытия.

Цинкзамещенные покрытия обладают развитым микрорельефом и состоят из частиц размером более 90 мкм. Обнаруживается скопление частиц микро- и нанодиапазонов (порядка 50 нм), формирующих «паутину» на поверхности крупных частиц. Химический элементный состав показал, что все типы покрытий состоят преимущественно из кислорода, кальция, фосфора и цинка.

Анализ морфологии поверхности образцов с покрытием на основе кремнийсодержащих кальцийфосфатов показал, что покрытия состоят из плотноупакованных частиц порошка размерами до 100 мкм, образующих агломераты размером до 200 мкм. Так же обнаружено наличие наночастиц порошка (80-100 нм). При этом в покрытии сохраняются частицы кремния до 25 весовых %.

Покрытия на основе порошков барий- и стронцийзамещенных кальцийфосфатов отличаются равномерностью, с размеров частиц 70-100 мкм. Обнаружено наличие наночастиц размерами 70-100 нм.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4, а также Гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

ЗАКОНОМЕРНОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ МИКРОСТРУКТУРЫ БИОРЕЗОРБИРУЕМЫХ МАТРИКСОВ В ПРОЦЕССЕ ИХ ТРЕХМЕРНОЙ АНТИСОЛЬВЕНТНОЙ ПЕЧАТИ

М.А. Сячина, А.О. Мариянац, А.В. Миронов, О.А. Миронова, В.К. Попов

Институт фотонных технологий Федерального научно-исследовательского центра «Кристаллография и фотоника» РАН, г. Москва

Эффективность использования тканеинженерной конструкции (ТИК) в процессах восстановления поврежденных или дефектных тканей организма напрямую зависит от выбора исходного материала для формирования трехмерного каркаса (матрикса), обеспечивающего прикрепление, пролиферацию и дифференцировку необходимых клеточных культур. Сегодня наиболее широкое применение в этой области находят биорезорбируемые полимеры гомологического ряда алифатических полиэфиров, в частности, полилактиды и полидактогликолиды.

Следующим важнейшим, аспектом, во многом определяющим успех применения ТИК, является технология (или способ) изготовления этих матриксов. При всем многообразии существующих и активно использующихся сегодня для этих целей методов, низкотемпературный процесс трехмерной (3D) антисольвентной печати является, на наш взгляд, одним из наиболее перспективных с точки зрения его возможностей формировать сложные 3D микро- и макроструктуры с контролируемой архитектоникой при физиологических температурах, что гарантирует сохранение исходных физико-химических свойств используемых компонентов [1]. Этот процесс основан на отверждения вязких полимерных растворов на твердой подложке за счет фазового разделения в системе «полимер-растворитель-антирастворитель». При

этом параметры системы оказывают существенное влияние на микроструктуру формируемых полимерных матриксов.

В качестве модельного материала для исследования процессов структурообразования в ходе антисольвентной 3D печати полиэфирных матриксов нами был выбран D,L-полилактид (полимер молочной кислоты) марки Purasorb PDL07 (Purac Biochem bv, Нидерланды) со средневесовой молекулярной массой $M_w \approx 82$ кДа. Для трехмерной печати исходный полимер растворяли в биосовместимом, нетоксическом тетрагликоле - ТГ (BioXtra, Sigma-Aldrich, Германия), обладающем высокой термодинамической совместимостью с водой. Полилактидные растворы с концентрациями 20 масс.%, 25 масс.% и 30 масс.% готовились с использованием магнитной мешалки C-MAG HS 7 (IKA, Германия) (скорость вращения 200 об/мин) при температуре 35°C в течение 8 часов. В качестве антирастворителей для отверждения полимерных растворов использовались дистиллированная вода, 25% водный раствор этилового спирта (C_2H_5OH, ОСЧ, Химмед, Россия) и 25% водный раствор глицерина ($C_3H_8O_3$, ОСЧ, Panreac, Испания).

Перед началом эксперимента выбранным полимерным раствором заполняли печатающую головку экструзионного 3D-принтера (диаметр сопла 200 мкм), перемещающуюся по заданной траектории (со скоростью 12 мм/с). Растворы инжектировали в антирастворитель, где отверждение полимерного матрикса происходило за счет интенсивной диффузии тетрагликоля окружающую водосодержащую среду. После завершения процесса 3D печати образцы оставляли в антисольвентной ванне на 24 часа для окончательного затвердевания полимерных структур.

Микроструктура полилактидных волокон исследовалась с помощью сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) на микроскопе Phenom ProX (Phenom, Нидерланды).

На Рис. 1 представлены микрофотографии поперечных сечений волокон, сформированных из 25% раствора полилактида в тетрагликоле при осаждении в дистиллированную воду (1А), 25% водный раствор глицерина (1Б) и 25% водный раствор спирта (1В). Сечение имеет радиально симметричную фракталоподобную структуру, образованную микроканалами. Такой тип структуры обусловлен интенсивными внутренними потоками ТГ, направленных из центра волокна перпендикулярно его поверхности, соприкасающейся с антирастворителем.

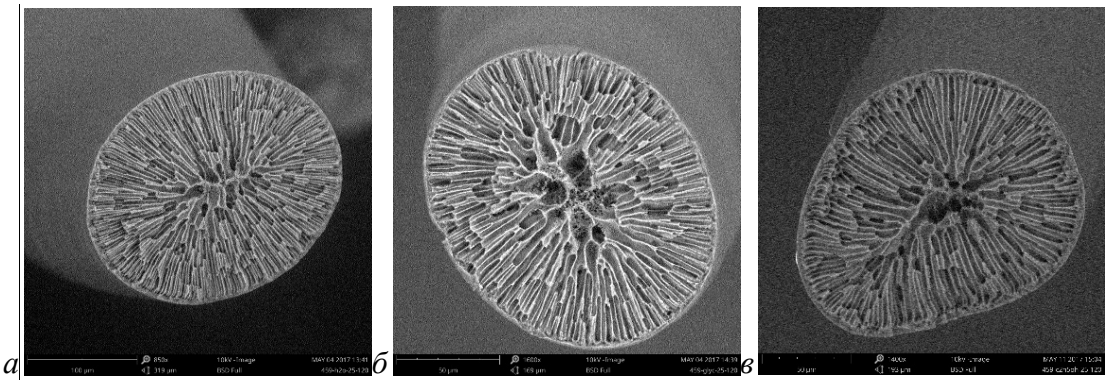
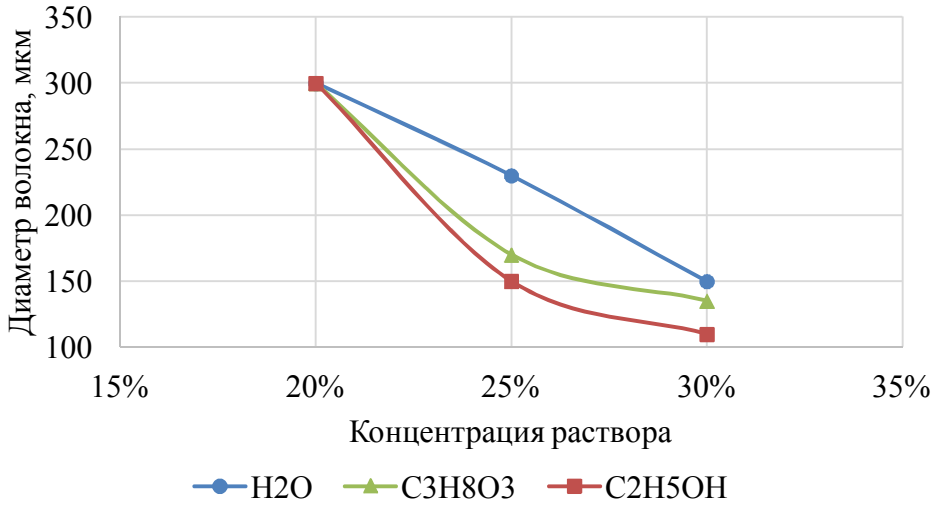
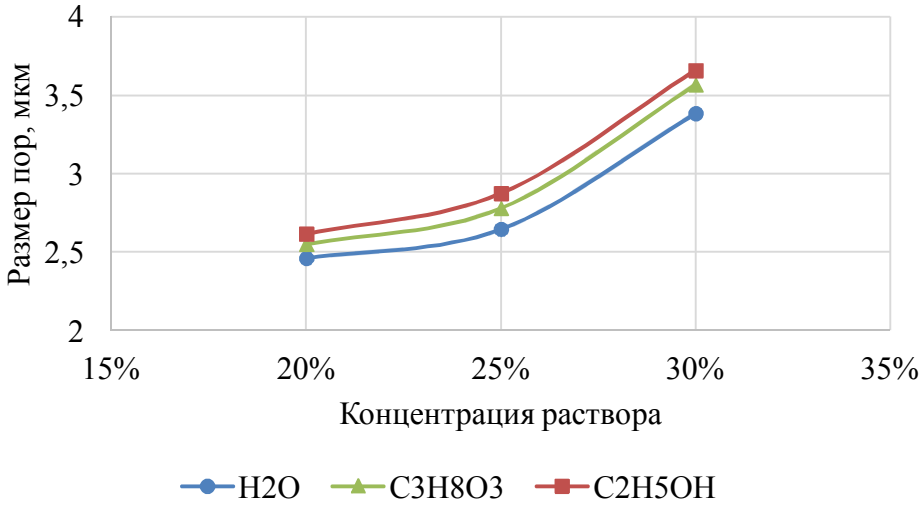


Рис. 1. Микрофотографии поперечного сечения полиэфирных волокон, сформированных из 25% раствора D,L-полилактида в ТГ при его осаждении в воде (А), 25% водном растворе $C_3H_8O_3$ (Б) и 25% водном растворе C_2H_5OH (В)

При увеличении концентрации полимерного раствора диаметр формируемых из него волокон уменьшался, а характерный диаметр пор увеличивался (Рис.2). Состав антисольвентной ванны так же оказывал существенное влияние на структуру образующихся волокон. Так, при формировании волокна из 30% раствора полилактида в тетрагликоле диаметр волокна, осажденного в воде, был на 11% больше, чем в 25% водном растворе глицерина, и на 40% больше, чем в 25% водном растворе спирта. Что касается среднего диаметра пор, то сформированные в воде поры на 5% меньше, чем в 25% водном растворе глицерина, и на 8% меньше, чем в 25% водном растворе спирта.



а



б

Рис. 2. Зависимости диаметров (А) и размеров пор (Б) полилактидных волокон, формируемых из полимерных растворов, от концентрации последних при 3D печати в различных антирастворителях

Таким образом, установлено, что формируемая структура полилактидных волокон зависит от кинетики диффузионных процессов в системе «полимер-растворитель-антирастворитель» и скорости фазового разделения в ходе антисольвентного осаждения растворов D,L-полилактида в тетрагликоле.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского Фонда Фундаментальных Исследований (проект № 16-29-11722 офи_м) в части исследования особенностей структурообразования в алифатических полиэфирах.

Литература

1. Mironov A.V., Grigoryev A.M., Krotova L.I., Skaletsky N.N., Popov V.K., Sevastianov V.I. 3D printing of PLGA scaffolds for tissue engineering // J Biomed Mater Res Part A 2017. Vol. 105A. №1. P. 104.

НЕОБХОДИМОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МКБ-10 ДЛЯ ВРАЧЕЙ СТОМАТОЛОГОВ

А.А. Пименова

Научный руководитель: к.м.н. А.Г. Прошин,

ассистент А.А. Савкина

Саратовский медицинский университет «РЕАВИЗ», г. Саратов

Врач – человек, использующий свой опыт, навыки и знания в предотвращении и лечении болезней.

Врачи стоматологи – особая категория врачей.

Цель исследования: выяснить необходимость применения международной классификации болезней для врачей стоматологов.

Методы исследования:

1) Изучение литературных источников.

2) Анализ, сравнение и обобщение опыта.

С целью качественной реабилитации пациентов необходима постановка диагноза – медицинского заключения о состоянии пациента, его здоровья, имеющихся повреждениях, травмах, а так же особых физиологических состояниях организма.

Только зная верный и уточненный диагноз нужно и можно приступать к лечению больного.

Для стандартизации медицинских диагнозов во всем мире принято использовать единую классификацию: МКБ – Международную Классификацию Болезней. В настоящее время в мире действует МКБ – 10 – десятая редакция международной классификации болезней. Всемирная организация здравоохранения (ВОЗ) разрабатывает и утверждает классификацию диагнозов. Пересмотр и выход МКБ – 11 ВОЗ планирует к 2022 году. Главное отличие МКБ – 11 от МКБ - 10 в том, что МКБ – 11 является полностью электронной, т.е. особенностью данного пересмотра является использование Интернет сети при участии всех заинтересованных сторон. Стоит отметить, что данный пересмотр будет предоставляться в режиме онлайн и бесплатно.

МКБ – 10 на территории Российской Федерации используется с 1999 года по приказу Минздрава №170 от 27.05.1997 года.

То есть МКБ – 10 является полноценным нормативно-правовым документом, а значит и обязательным для выполнения.

Таким образом, было выяснено, что использование МКБ – 10 на территории Российской Федерации обязательно. Из этого получается лишь один вывод: если диагноз был установлен не по МКБ, то юридически такой диагноз является неустановленным вовсе. А это является серьезной проблемой.

Так же проблемой является то, что врачи «старой школы» чаще используют устаревшие советские классификации, которые отличны от МКБ по некоторым параметрам. Ранее Советский Союз не входил в систему ВОЗ, и поэтому использовались классификации, разработанные в нашей стране. Лишь в январе 2009 году правительство Российской Федерации заключило соглашение с ВОЗ. Следует отметить, что классификации, используемые ранее, не являются плохими или неправильными, они просто отличаются от

классификации МКБ – 10, установленной ВОЗ, а значит, не имеют никакой юридической силы.

Необходимо уточнить, что закон разрешает дополнять, а не заменять диагнозы по МКБ – 10 диагнозами из отечественных классификаций.

Как юридический документ история болезни пациента является основным источником, который определяет решение правовых вопросов, касающихся диагностики, обследования, здоровья пациента, ответственности врача за проведение лечения

К сожалению, юридическим аспектам постановки диагноза в довузовском образовании, университетах и послевузовском образовании не уделяется должного внимания. Это приводит к безграмотности и незащищенности врача перед пациентом и государственными органами, которые хорошо знают законы. Надеемся, что после прочтения этой информации, коллеги осознают серьезность проблемы и подробно ознакомятся с МКБ – 10, а так же изучат возможности ее применения в практике.

Рассмотрим несколько примеров, показывающих наиболее часто встречающиеся ошибки стоматологов в практике.

Пример 1:

На прием приходит пациент с установленной ранее ортопедической конструкцией. Никаких патологий обнаружено не было, имплантанты, зубы, корни, десны – все в отличном состоянии. Обращается наш пациент для проф. гигиены или проф. осмотра. Так какой же диагноз должен быть поставлен? Большинство врачей ответят, что если пациент не имеет жалоб и патологий, если ничего делать не нужно, то и ставить никакого диагноза не следует ставить. Так почему же врачи не считаются с тем фактом, что наличие имплантантов, искусственных ортопедических конструкций нельзя считать абсолютно здоровым состоянием зубов? То есть такое состояние нельзя оставлять без диагноза. Для такого случая в МКБ – 10 существует диагноз

Z97.2 Наличие зубного протезного устройства. В случае если протезы установлены на имплантантах, то добавляем диагноз Z96.5 Наличие имплантантов зубов и челюсти. Если применялось съемное протезирование, то добавляем К08.1 Потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни. Туда же можно добавить класс по Гаврилову или по Кеннеди. Так же хочется напомнить, что если пациент приходит с жалобами или врач находит какую – либо патологию, то диагноз будет являться основным, а далее все вспомогательные в виде присутствия имплантантов или протезов.

Пример 2:

Приведем пример с осложнениями после введения анестезии или других препаратов. Рассмотрим вариант с шоком. Если он вдруг случился, то что же писать о нем? Вашему вниманию представлены три точно сформулированных диагноза. Советуем Вам запомнить их, ведь от этого зависит ваше дальнейшее будущее.

Т88.2 Шок, вызванный анестезией, при которой необходимый препарат был правильно введен.

Т88.6 Анафилактический шок, обусловленный патологической реакцией на адекватно назначенное и правильно примененное лекарственное средство.

Т88.7 Патологическая реакция на лекарственное средство или медикаменты неуточненная.

Пример 3:

Не ежедневно, но в практике стоматолога случаются ситуации, когда врача просят выполнить косметическую работу, а не лечебную. Чаще всего в таких случаях у пациента нет абсолютно никаких медицинских проблем.

Чаще всего встречаются два случая – виниры и отбеливание зубов. Пациенты либо просят установить виниры только с косметической целью, либо просят сделать цвет светлее. Причины таких просьб могут быть различны, но

пациент в любом случае имеет право хотеть использовать эту услугу, а врач имеет права оказывать эти услуги, если не имеется никаких противопоказаний.

Теперь возникает вопрос – если пациент не болен, зубы здоровы, а врач совершает определенные манипуляции в полости рта, то что же писать в качестве диагноза в карте? Конечно для таких ситуаций в МКБ – 10 есть код: Z41.8 Другие процедуры, не имеющие лечебных целей. Записывается этот код и диагноз, а далее уточняют вид процедуры.

Таким образом, умение правильно устанавливать диагноз – это необходимый опыт и труд для любого уважающего себя пациентов и врача. А умение правильно сформулировать и установить диагноз – юридическая необходимость. Сейчас такой период в стоматологии, когда методологии постоянно совершенствуются, а значит и врачи стоматологи должны соответствовать новому уровню и обеспечивать пациентов таким лечением, которое соответствует новым требованиям.

Следует помнить, что в современном мире недостаточно просто хорошо лечить пациентов – важно и нужно уметь формулировать диагнозы правильно и оформлять их в медицинские карты.

Литература

1. Попова А.Н. Переход клинической стоматологии на классификацию МКБ: «болезни пульпы и периапикальных тканей»/ А.Н. Попова// Волгоградский научно – медицинский журнал. – 2014, С. 14-15.

2. Макеева И.М. Опыт и перспективы дальнейшего применения МКБ в стоматологической практике/ И.М. Макеева// «Стоматология для всех/ International Dental Review». – 2016. – № 4. – С.5.

3. Ибрагимов Т.И. Запись и ведение медицинской карты в клинике ортопедической стоматологии/ Т.И. Ибрагимов, Г.В. Большаков, Л.Д. Гожая - Москва: ГЭОТАР – Медиа, 2012.

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ 3D-ПРОТОТИПИРОВАНИЯ В МЕДИЦИНЕ

К.А. Маслова, О.А. Маркелова
Научный руководитель: ассистент О.А Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Медицина – один из основных потребителей технологий быстрого прототипирования: 3D-печати, мелкосерийного литья в силикон, фрезеровки и т. п. Медицинская отрасль динамично развивается и постоянно находится в процессе разработки технологий и систем, способных улучшить жизнь человека. Набирают обороты такие технологии, как печать прототипов органов для повышения точности и эффективности хирургических операций и печать протезов конечностей, имплантов различного назначения, в т.ч. всевозможных стоматологических моделей [1-3].

Эндопротезы, созданные при помощи технологии 3D-печати, обладают рядом достоинств. Во-первых, высокая скорость изготовления. Стандартное создание эндопротезов занимает слишком много времени, которого у пациента может и не быть. Их печать же происходит довольно быстро.

Во-вторых, малый вес, который также может подвергаться изменениям в ту или иную сторону. Все зависит от степени пористости протезов, которые часто изготавливают из титана. В-третьих, пористая структура способствует более быстрой остеоинтеграции эндопротезов [2,3].

С помощью технологий трехмерной печати врачи успешно устраняют проблемы с межпозвоночными дисками, которые могут появиться из-за

активных занятий спортом или по причине возникновения опухоли спинного мозга.

Материалы для изготовления позвонков обладают пористой структурой, поэтому готовые имплантаты быстро зарастают костной тканью и превращаются в полноценную часть человеческого тела.

Единственным недостатком этого метода лечения является довольно продолжительный реабилитационный период [4].

В 2013 году американские медики впервые провели операцию по замене костей черепа пострадавшего в ДТП, напечатанными на 3D-принтере эндопротезами. При этом удалось заменить 70% черепа пациента.

Считается, что подобные процедуры ежемесячно могут спасать жизни сотен людей, получивших травмы в результате автомобильных аварий и боевых действий. Кроме того, возможно успешное лечение пациентов, страдающих от опухоли головного мозга.

Импланты и протезы, напечатанные на 3D-принтере, также применяются при операциях на ключицах, лопатках, тазобедренных костях и т.д. Например, не так давно американская компания Conformis впервые вживила пациенту коленный сустав нового поколения [1-3].

Таким образом, технологии 3D-прототипирования уже давно и удачно применяется в медицине. При помощи 3D-принтеров сегодня создаются разнообразные протезы, имплантаты, фрагменты внутренних органов, костей и т.п. И хотя на сегодняшний день трехмерная печать чаще всего применяется лишь стоматологии и хирургии, но в ближайшее время медики получат возможность создавать все человеческие органы и части тела [5-9].

Литература

1. H. Anderl, D.Z. Nedden, W. Mühlbauer, K. Twerdy, E. Zanon, K. Wicke, R. KnappCT-guided stereolithography as a new tool in craniofacial surgery Br J Plastic Surg, 47 (1) (1994), pp. 60-64

2. J.S. Bill, J.F. Reuther, W. Dittmann, N. Kübler, J.L. Meier, H. Pistner, G. WittenbergStereolithography in oral and maxillofacial operation planning Int J Oral Maxillofac Surg, 24 (1995), pp. 98-103

3. H.-F. Zeilhofer, R. Sader, H. Deppe, H.-H. HorchTreatment planning of craniofacial deformities with asymmetry using solid models (stereolithography, milling) from 3D CT data H.U. Lemke, K. Inamura, C.C. Jaffe, M.W. Vannier (Eds.), Computer assisted radiology, Springer, Berlin(1995), pp. 1329-1332.

4. Ventola C. L. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses // PT, 2014. Vol. 39(10). P.704-711.

5. Squelch A. 3D printing and medical imaging // J Med Radiat Sci. 2018 Sep; 65(3). P.171–172.

6. Ngoa T.D., Kashania A., Imbalzanoa G., Nguyena K.T.Q., Huib D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges // Compos B Eng, 2018; 143. P. 172–96.

7. Whitaker M. The history of 3D printing in healthcare // Bull R Coll Surg Engl 2014; 96. P. 228–9.

8. Abdullah KA, McEntee MF, Reed W, Kench PL. Development of an organ-specific insert phantom generated using a 3D printer for investigations of cardiac computed tomography protocols // J Med Radiat Sci 2018; 65: 175–83.

9. Lau I, Sun Z. Three-dimensional printing in congenital heart disease: A systematic review // J Med Radiat Sci 2018; 65. P. 226–36.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ В ЛЕЧЕНИИ ДЕГЕНЕРАТИВНО-ДИСТРОФИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПОЗВОНОЧНИКА

А.Р. Бордюгова

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.И. Дралина

Саратовский медицинский университет «РЕАВИЗ», г. Саратов

Дегенеративно-дистрофические поражения позвоночника – наиболее распространенные хронические заболевания, характеризующиеся прогрессирующими дегенеративно-дистрофическими изменениями тканей позвоночных сегментов – деградацией тканей межпозвонковых дисков, суставов, связочного аппарата, костной ткани позвоночника, достаточно часто приводящие к утрате трудоспособности. Предупреждение развития дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника и устранение болевого синдрома становится все более актуальным и требует своего решения.

Остеохондроз позвоночника – наиболее тяжелая форма дегенеративно-дистрофического поражения позвоночника, в основе которого лежит дегенерация диска с последующим вовлечением тел смежных позвонков, межпозвонковых суставов и связочного аппарата. Причины, вызывающие изменения в межпозвонковых дисках, до конца не изучены. По статистике начальные проявления остеохондроза отмечаются чаще у лиц старше 35 лет. Развитию и обострению этого заболевания способствуют различные травмы спины, статические и динамические перегрузки, вибрация. Но в последние годы все больше людей в возрасте от 18 до 30 лет обращаются с жалобами на боли в спине, что может быть связано со слабой физической подготовкой,

нарушением осанки и искривлением позвоночника, плоскостопием и излишним весом.

Клиническая картина и жалобы пациента зависят от локализации повреждения. Выделяют шейный, грудной и поясничный остеохондроз. Шейный остеохондроз может начинаться с появления острой боли в шее, напряжения шейных мышц, что приводит к длительному вынужденному положению головы. Боль может распространяться в руку, лопатку или переднюю поверхность грудной клетки, усиливаться от кашля, чихания, движений головы. Возможно развитие так называемого синдрома позвоночной артерии, который клинически проявляется шумом в голове, головокружением, мельканием «мушек» перед глазами, возможна жгучая и пульсирующая головная боль. Остеохондроз грудного отдела позвоночника проявляется опоясывающими болями в грудной клетке, возможны боли в области сердца и органов брюшной полости. Пояснично-крестцовый остеохондроз может начинаться с люмбалгии – острой, резкой боли в пояснице, которая возникает внезапно после охлаждения, неловких движений, во время подъёма тяжестей. Боль иррадиирует в крестец, ягодичную область, нижние конечности, в органы малого таза.

Лечение остеохондроза и его осложнений проводят с помощью консервативных методов, направленных на устранение болевого синдрома и предупреждение прогрессирования деструктивно-дистрофических изменений в структурах позвоночника. Консервативное лечение включает в себя медикаментозную терапию, лечебную физкультуру, кинезитерапию, лечебные блокады, физиотерапию, массаж, мануальную терапию, вытяжение (тракцию) позвоночника, рефлексотерапию.

При неэффективности консервативного лечения и по специальным показаниям проводится оперативное (хирургическое) лечение, объем которого зависит от выраженности поражения и клинических проявлений заболевания.

Длительность лечения остеохондроза и его осложнений зависит от тяжести заболевания, степени деструктивных изменений, эффективности применяемых ранее методов лечения, а также добросовестного выполнения больными назначений и рекомендаций лечащего врача. Как показывает практика, активная фаза лечения в большинстве случаев длится 1-3 месяца при применении консервативных методов, а восстановительный период после операции – около 1 года. В начале лечения у некоторых пациентов возможно усиление болевого синдрома, связанное с реакцией организма на непривычные для него воздействия.

Несмотря на многообразие методов лечения, стойкого купирования болевого синдрома удается достичь далеко не всегда. На сегодняшний день в лечении болевого синдрома эффективно используется метод динамической электронейростимуляции (ДЭНС).

ДЭНС-терапия – это немедикаментозный метод лечения, основанный на воздействии на определенные зоны кожи импульсами электрического тока, форма которых зависит от величины электрического сопротивления поверхности кожи в подэлектродном участке. В результате такого воздействия возникает каскад ответных реакций организма, ведущий к самооздоровлению. Ближайшая цель динамической электронейростимуляции – снятие боли и предупреждение ее повторения, отдаленная – восстановление поврежденных структур (при проведении повторных курсов).

Целью настоящей работы являлась оценка эффективности динамической электронейростимуляции в купировании болевого синдрома у больных с остеохондрозом позвоночника. Под наблюдением в медицинском центре «Саратов – ДЭНС» находился 21 пациент в возрасте от 36 до 64 лет с длительно существующим болевым синдромом. У 16 пациентов диагностировали пояснично-крестцовый остеохондроз, у трех – шейный остеохондроз и у двух – распространенный остеохондроз позвоночника. Амбулаторное лечение

нестероидными анальгетиками у этой группы больных оказалось малоэффективным. Пациенты предъявляли жалобы на боли в спине с иррадиацией в руку, ногу, ягодицу.

При острой боли использовали следующую методику ДЭНС-терапии: определяли локализацию максимально болезненной зоны на спине путем опроса и пальпации. Обрабатывали лабильным способов шейно-воротниковую зону, грудной отдел или пояснично-крестцовую зону в зависимости от локализации процесса в режиме «Терапия» на частоте 200 или 140 Гц до исчезновения боли или до значительного снижения её. По мере уменьшения боли использовались частоты 77, 20 Гц в универсальной зоне заднего срединного меридиана и паравертебральных (околопозвоночных) зонах. В области иррадиации боли – в режиме «Терапия» на частоте 77 Гц лабильным способом 10-15 минут. Дополнительно обрабатывались зоны соответствия по Су-Джок на частоте 77 Гц в течение 5-10 минут, аурикульные точки 37, 38, 39, 40 на частоте 10 или 20 Гц по 2-3 минуты, универсальные зоны с отработкой триггерных зон.

Курс ДЭНС-терапии составил от 10 до 18 сеансов по 45 минут ежедневно. Оценку эффективности терапии до, в процессе и после курса лечения проводили по 10-сантиметровой визуальной аналоговой шкале (ВАШ), предназначенной для самостоятельной оценки пациентом выраженности боли (в покое и при движении). Сравнительная оценка болевого синдрома по ВАШ в процессе курсового лечения представлена в таблице 1.

В среднем значительное улучшение достигалось на 5-6 день проводимой терапии.

У 11 пациентов (52%) уже после 1 курса достигнуто стойкое снижение болевого синдрома, у 9 пациентов (43%) проведено по 2 курса динамической электронейростимуляции и только одному пациенту (5%) для получения стойкой ремиссии потребовалось 4 курса.

Таблица 1

Сравнительная оценка болевого синдрома по ВАШ в процессе курсового лечения

Показатели	До проведения ДЭНС	Через 3 дня ДЭНС-терапии	Через 6 дней ДЭНС-терапии	Через 10 дней ДЭНС-терапии	Через 14 дней ДЭНС-терапии
Боль в покое	10	6	2	1-0	0
Боль при движении	10	7	5	2	1-0

У пациентов, прошедших лечение методом электрорефлексотерапии, от 4 до 8 месяцев сохранялась стабильная ремиссия. При этом ДЭНС-терапия не вызвала побочных эффектов ни у одного из пациентов.

Метод динамической электронейростимуляции позволяет быстро получить обезболивающий эффект, уменьшить приём лекарственных средств, сокращает сроки восстановления пациентов, достигая длительной ремиссии.

Литература

1. Блаженов В.В. Маски остеохондроза. – М.: Триада-Х, 2012. – 208 с.
2. Жолондз Марк. Новый взгляд на остеохондроз. Причины и лечение. – М.: Питер, 2010. – 160 с.
3. Карлов В.А. Терапия нервных болезней. – Москва, 1996. – 652 с.
4. Руководство по динамической электростимулирующей терапии аппаратом ДЭНАС // Чернышев В.В., Малахов В.В., Власов А.А., Рубцова О.И., Иванова Н.И. – Екатеринбург, 2002. – 248 с.
5. Тумко И.Н. Лучшие методы лечения остеохондроза. – М.: Фолио, 2012. – 154 с.

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА С ВВЕДЕНИЕМ БИОСОВМЕСТИМОГО ПОКРЫТИЯ

Е.О. Осипова, И.П. Мельникова

Научный руководитель: д.т.н., профессор И.П. Мельникова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Эндопротезирование сустава - это операция по замене компонентов сустава имплантантами, которые имеют анатомическую форму здорового сустава и позволяют выполнять весь объём движений.

Операция эндопротезирования применяется при различных заболеваниях и травмах суставного аппарата, которые привели к полной или практически полной потере двигательных функций. К таким болезням суставов относятся:

- Дегенеративно-дистрофические заболевания (все виды остеоартрозов и артритов)
- Болезнь Бехтерева
- Асептический некроз головки бедренной кости
- Внутрисуставные переломы
- Ложные суставы
- Дисплазия суставов
- Перелом шейки бедра [1]

Эндопротезирование локтевого сустава на данный момент осуществляют довольно редко вследствие чрезвычайной сложности его строения и функции, что крайне затрудняет создание искусственных аналогов.

Локтевой сустав по своим особенностям является одним из самых сложных крупных суставов.

Полная амплитуда движений в локтевом суставе жизненно важна для человека, для ее восстановления предлогаются различные реконструктивные операции. Одной из операций, которая направлена на восстановление функции локтевого сустава, является эндопротезирование.

Эндопротезы состоят из плечевой и локтевой частей, изготовленных из титанового сплава, полиэтиленовой головки (высокомолекулярный полиэтилен). Плечевая часть протеза представляет собой ножку и основание в виде вилки. Локтевая часть имеет ножку и цилиндрической формы основание в виде полукольца [2]. Эндопротез локтевого сустава представлен на рис. 1.

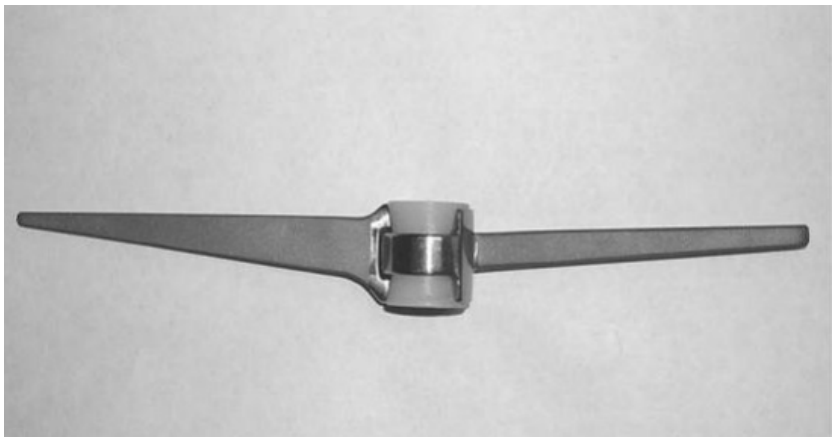


Рис. 1. Эндопротез локтевого сустава

Цель работы: усовершенствование конструкции эндопротеза локтевого сустава и введение биосовместимого покрытия на внутрикостные компоненты.

Методика эксперимента. Отжиг порошков выполняли в муфельной печи. Спёк порошка размалывали в керамическом барабане на шаровой мельнице Kefid в режиме «перекатывания» в течение 15–20 минут при соотношении шихты и керамических шаров 2:1. Рентгеноструктурный анализ выполняли на дифрактометре ДРОН-4.

Был выбран прототип эндопротеза локтевого сустава, патент № 2107475 конструкция которого представлена на рис. 2.

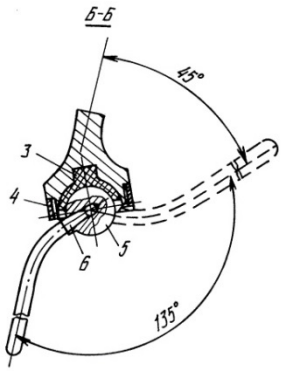


Рис.2. Эндопротез локтевого сустава Патент РФ № 2107475

Недостатками данного данного эндопротеза являются: сложность конструкции и ненадежность фиксации.

В отличие от аналога была разработана прямая ножка локтевого компонента, неразъемный плечевой компонент и видоизменены стопорные винты, которые вкручиваются в плечевой компонент, тем самым удерживая локтевую часть. Данная конструкция будет придавать лучшую стабильность протезу (рис.3).

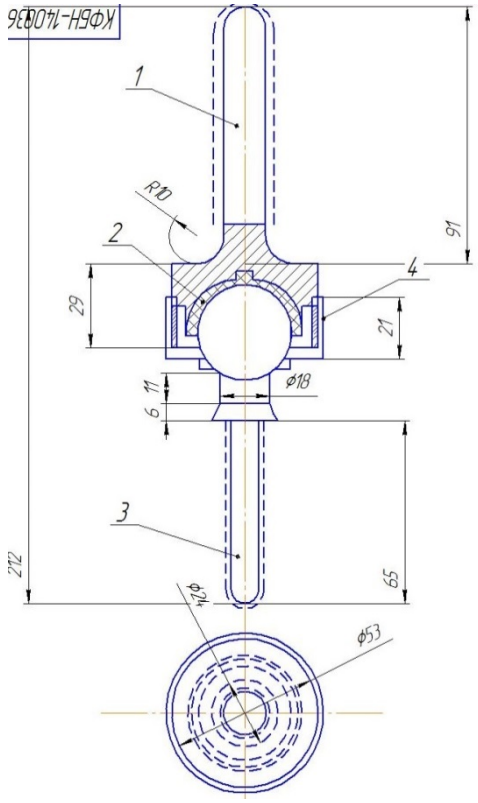


Рис.3. Эндопротез локтевого сустава

С целью повышения качества остеоинтеграции эндопротеза на внутрикостные элементы наносили модернизированное ГА покрытие. Для получения необходимой пористой структуры плазмонапыленного кермаического покрытия частицы порошка ГА подвергали агломерирующей обработке. Она заключалась в применение длительного отжига и последующего размола. Это приводило к совершенствованию гранулометрическому составу порошка за счет устранения ультрадисперсной и мелкой фракции. В результате пористость покрытия становится более равномерной, что приводит к повышению прочности и адгезии покрытия [3].

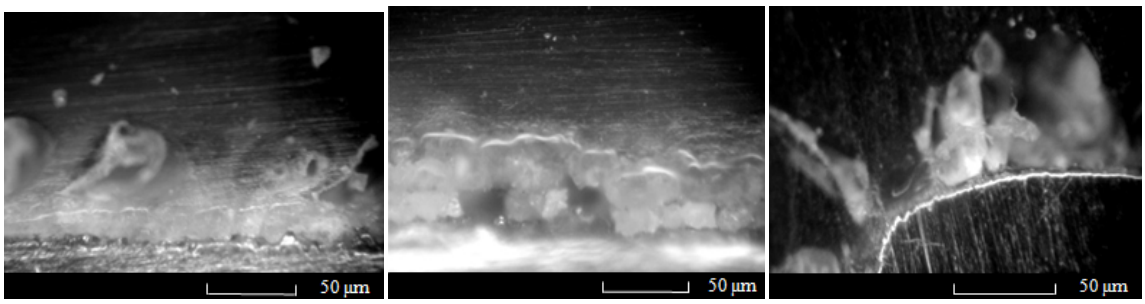
Термическая обработка исходных порошков ГА при температуре 800-900 градусов не приводит к изменению фазового состава порошков, при этом происходит повышение его степени кристалличности (таблица 1).

Таблица 1

Результаты влияния температуры отжига агломерирующей обработки на свойства ГА

Температура агломерирующей обработки, ºС	Степень кристалличности*, %	Наличие линии β-$Ca_3(PO_4)_2$ с d = 2,88 Å (2θ = 39,5°)
Без обработки	33	нет
800	39	нет
900	45	нет
1000	57	есть
*Степень кристалличности определяли по отношению площади рефлексов РФА к суммарной площади рефлексов и фона под ними в интервале углов 2θ от 39 до 44°.		

Значительное укрупнение частиц при температуре агломирирования 1000 градусов приводит к ухудшению качества напыления, в результате образования крупных открытых поровых каналов и как следствие значительных непокрытых участков подложки.



а *б* *в*

Рис.4. Структура гидроксиаппатитовых покрытий на титановой основе: а – в исходном состоянии ГА; после отжигов при температуре 800 градусов (б) и 1000 градусов (в).

Выбрана температура отжига 900 градусов в течение 3 часов.

Выводы:

1. Усовершенствована конструкция эндопротеза локтевого сустава

2. Введено биосовместимое покрытие на внутрикостные элементы эндопротеза

3. Разработана технология подготовки порошка ГА к формированию покрытия с улучшенными физико-техническими характеристиками.

Литература

1. http://www.orthoscheb.com/technology/endoprotezirovanie-sustavov/

2. Жабин Г.И., Прохоренко В.М., Амбросенков А.В., Чорний С.И., Шубняков И.И., Федюнина С.Ю., Богданов А.В. Тотальное эндопротезирование локтевого сустава протезами связанного типа при последствиях травм и заболеваний (медицинская технология)/ ФГУ «РНИИТОим. Р.Р. ВреденаРосмедтехнологий», с 45-50

3. Мельникова И.П. Разработка технологических процессов изготовления катодных систем с улучшенными физико-техническими характеристиками для мощных электровакуумных приборов. Автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора технических наук, Саратов 2014.

ПРИМЕНЕНИЕ МОДЕРНИЗИРОВАННОГО БИОАКТИВНОГО ПОКРЫТИЯ НА ВНУТРИКОСТНЫХ ЭЛЕМЕНТАХ ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА С ЦЕЛЬЮ ПОВЫШЕНИЯ ЕГО ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК

А.А. Храмова, И.П. Мельникова

Научный руководитель: д.т.н., профессор И.П. Мельникова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Замена межпозвоночных дисков искусственными имплантатами может потребоваться при различных заболеваниях опорно-двигательного аппарата [1].

Для изготовления имплантата используются материалы, которые должны обладать двумя основными свойствами – биосовместимость и износостойкость. Также важны такие характеристики как: прочность, легкость, долговечность. При изготовлении эндопротезов межпозвоночных дисков обычно применяют титан и его сплавы, кобальт-хром-молибденовые сплавы, углеродный композит.

Сплавам из кобальт-хром-молибдена присущи высокие механические и прочностные характеристик, но в отличие от титана они являются биотолерантными материалами и обладают меньшей биосовместимостью. В связи с этим, наиболее часто при протезировании используют конструкции, выполненные из титана. Кроме того, они имеют ряд положительных свойств: легкий вес, высокая износостойкость, стойкость к окислению. Сплавы титана с другими металлами обладают лучшими механическими характеристиками [2].

На данный момент актуальным является разработка эндопротезов с использованием биосовместимых покрытий, которые наносят на внутрикостные части, тем самым повышают качество приживления

имплантата. Такие покрытия, формируемые методом плазменного напыления, обладают необходимой пористостью, и служат основой для создания прочного износостойкого и коррозионностойкого слоя.

Цель работы: усовершенствование характеристик эндопротеза межпозвоночного диска за счет замены биотолерантного материала на биоинертный и введение модернизированного биоактивного покрытия на внутрикостные элементы эндопротеза.

Методика эксперимента. Отжиг порошков выполняли в муфельной печи. Спёк порошка размалывали в керамическом барабане на шаровой мельнице Kefid в режиме «перекатывания» в течение 15–20 минут при соотношении шихты и керамических шаров 2:1. Рентгеноструктурный анализ выполняли на дифрактометре ДРОН-4.

В качестве прототипа эндопротеза межпозвоночного диска был выбран патент № 20100114318 [3]. К его недостаткам можно отнести: 1) риск возникновения осложнений при заживлении вследствие применения сплава кобальт-молибден; 2) ненадежность фиксации; 3) недостаточная подвижность данного сегмента позвонка. Предложенный в прототипе биотолерантный сплав кобальт-хром (КХС) заменен нами на биоинертный высокопрочный сплав титана ВТ6. Он обладает лучшей биосовместимостью и эксплуатационными качествами.

Разработанный имплантат состоит из двух замыкательных пластин: верхняя замыкательная пластина (1) и нижняя (3), выполненных из титна ВТ6, оснащенными килями на каждой пластине для укрепления диска в костной ткани тела позвонка. Кили имеют форму для лучшей фиксации диска. Они ориентированы так, чтобы предотвращать сдвиг протеза и служат в качестве закрепляющего средства. Конструкция имплантата представлена на рисунке 1. Внутренняя часть диска представляет собой вкладку с ядром (2), выполненная

из сверхвысокомолекулярного полиэтилена СВМПЭ-500, изготовленная по принципу шар-сустав.

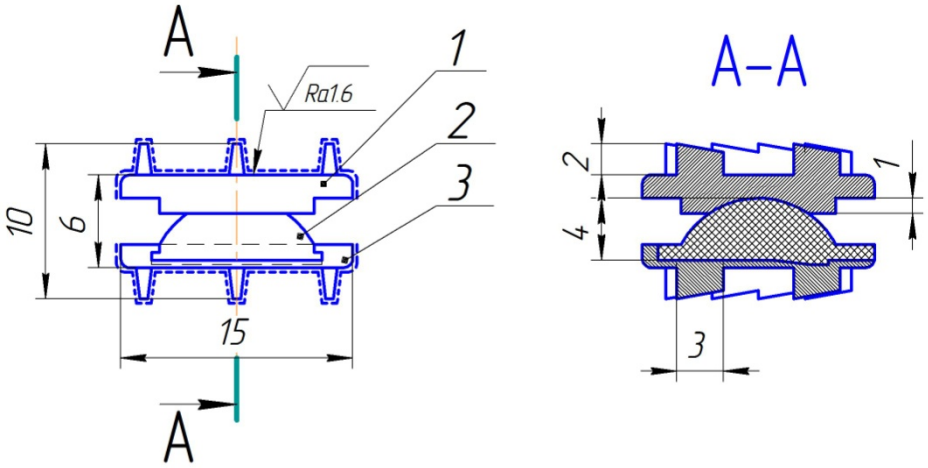


Рис. 1. Имплантат межпозвоночного диска: 1– верхняя замыкательная пластина; 2 – вкладка с ядром; 3 – нижняя замыкательная пластина

Для получения гидроксиаппатитового покрытия с равномерной пористостью и повышенными прочностью и адгезией порошок гидроксиаппатита подвергали агломерирующей обработке, заключающейся в применение длительного отжига и последующем размоле. При этом происходит устранение мелкой фракции и выравнивание гранулометрического состава порошка [4]. Термическая обработка порошков ГА в интервале температур 800-1000^{o}C приводит к снижению внутренних напряжений в частицах порошка (рис. 2).

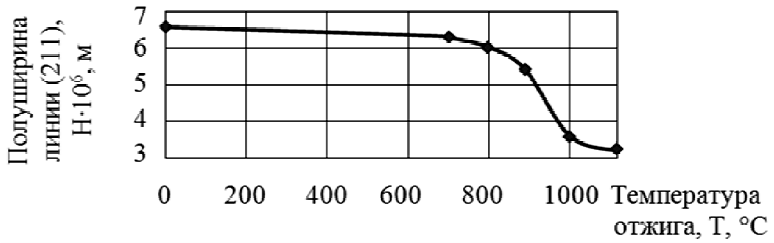


Рис. 2. Зависимость полуширины линии (211) дифрактограммы порошка ГА от температуры отжига его агломерирующей обработки перед плазменным напылением

При температуре 1000^{o}С в порошке появляется трикальций фосфат.

Таким образом, для нанесения покрытия на внутрикостные части эндопротеза использовали порошок гидроксиаппатита, модернизированный агломерирующей обработкой при температуре 900^{o}С в течение трех часов с последующим размолом.

Выводы

Повышены эксплуатационные характеристики эндопротеза межпозвоночного диска за счет замены биотолерантного КХС сплава на биоинертный высокопрочный сплав титана марки ВТ6. Разработана технология подготовки гидроксиаппатитовго порошка для формирования биосовместимого покрытия с равномерной пористостью, что привело к повышению физико-технических характеристик.

Представлена усовершенствованная конструкция межпозвоночного диска, изготовленного из сплава титан-золото, с применением более надежного способа фиксации с позвонками шейного отдела позвоночника и нанесение на участки, контактирующие с костью биосовместимого покрытия с повышенной адгезией и прочностью.

Литература

1. Абельская И.С., Михайлов О.А., Смычек И.Б. Шейный остеохондроз: диагностика и медицинская реабилитация. – Минск, 2007. – 347 с.

2. Проблема протезирования межпозвонковых дисков / В. П. Фандеев, В. К. Шунин // Современные проблемы отечественной медико-биологической и фармацевтической промышленности. Развитие инновационного и кадрового потенциала Пензенской области : материалы II Междунар. науч.- практ. конф. – Пенза, 2012. – с. 137–141.

3. Патент US № 20100114318.Prosthetic intervertebral disc/ Daniel H. Kim, Thomas A. Afzal, Michael L. Reo, Uriel Hiram Chee, 15.03.2011.

4. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Повышение адгезионно-когезионных характеристик биосовместимых электроплазменных покрытий медицинских эндопротезов за счет термомеханического модифицирования структуры исходных порошков/ Пленки и покрытия – 2011: Труды X Международной конференции, г. Санкт-Петербург, 31 мая – 3 июня 2011 года / под ред. д.т.н. Кузнецова В.Г.. – СПб:изд-во Поли-техн. ун., 2011. – С.54-57

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ИМПРЕГНАЦИИ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ

А.А. Василенко

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно, что эндопротезирование сустава – это операция по замене компонентов сустава имплантатами, имеющими анатомическую форму здорового сустава и позволяющие выполнять весь объём движений. Металлические эндопротезы изготавливают из нержавеющих стальных сплавов. Они фиксируются в костном ложе по посадке с натягом или посредством клеевого соединения, представляющего собой костную муку и акриловый полимер. Эти материалы должны обладать хорошей износостойкостью и легко поддаваться обработке, для достижения хорошего сопряжения компонентов протеза [1-5].

Известный сплав из смеси титана и золота может быть использован для изготовления надежных медицинских имплантатов. Материал показывает

достаточно большую твердость среди всех титаново-золотых сплавов и соединений, а также в сравнении с титаном.

Новый сплав прочнее чистого титана, который является основным материалом для изготовления имплантатов. Конструкция прототипа приводит к металлозу и нестабильности эндопротеза.

Цель работы: модернизация конструкции эндопротеза голеностопного сустава.

Для изготовления верхней и нижней поверхностей эндопротеза ранее использовался титан. Нами предлагаются следующие изменения: 1) заменить титановые составные части имплантата на сплав золото-титан в пропорции 1:3; 2) выполнить ножку эндопротеза с наружной резьбой для достижения лучшего сопряжения с костной тканью.

Преимущества разработанной конструкции перед прототипом состоят в повышении надежности за счет прочного биосовместимого сплава. При этом соответственно возрастает срок службы эндопротеза. Далее нами был проведен виртуальный анализ созданной модели, который позволил провести оценку напряженно-деформированного состояния составных элементов эндопротеза при нагрузке 250 Н, рис.1.

По результатам исследования выявлено наибольшее смещение, составляющее $1.3*10^{-4}$ мм. Данное смещение примерно в 3 раза меньше максимального смещения при использовании титановых компонентов эндопротеза.

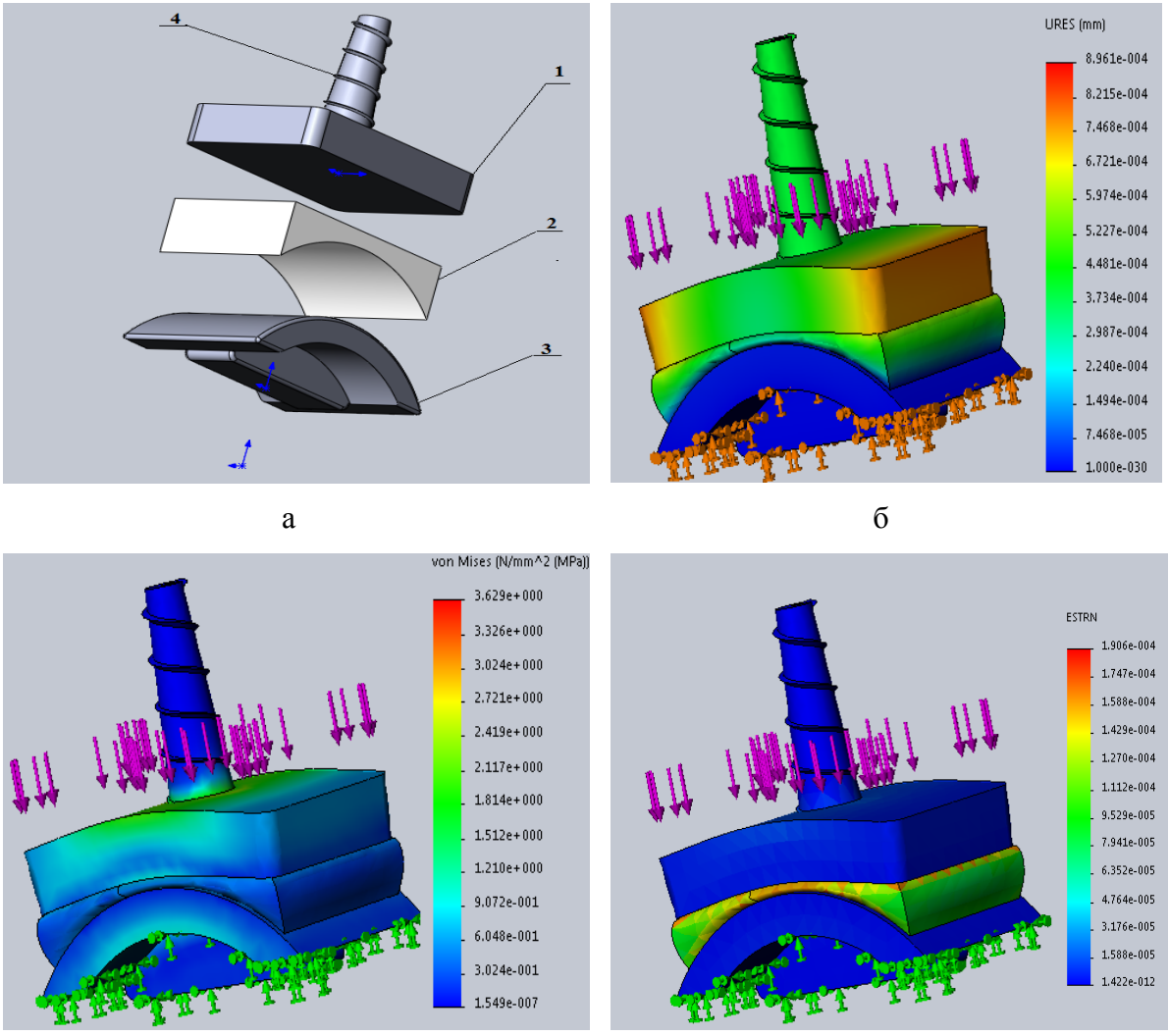


Рис. 1. Энтропротез голеностопного сустава, где: а - общий вид, 1-верхняя поверхность; 2 - полиэтиленовый вкладыш; 3 - нижняя поверхность; 4 - ножка; б - статические перемещения, мм; в – статический анализ узловых напряжений по Мизесу, МПа; г – статическая деформация, отн.ед.

Выводы: усовершенствован эндопротез голеностопного сустава, предназначенный для замены поврежденного сустава искусственным аналогом. Сплав титан-золото делает конструкцию более прочной, тем самым увеличивая срок его службы. Добавление наружной резьбы на ножке верхней поверхности эндопротеза улучшает сопряжение с костной тканью.

Литература

1. Эндопротезирование суставов.- 2010. [Электронный ресурс]. URL: http://www.orthoscheb.com/Page.aspx?page=./28209/28223/29160.

2. Патент РФ № 2283069 от 10.04.2005. Голеностопный эндопротез / Кофед Хакон, Келлер Арнольд. - № 2283069, опубл. 10.06.2007.

3. Мельников В.В., Пичхидзе С.Я. Усовершенствование эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2016. – 3с.

4. Василенко А.А., Абдуризаков Н.С., Пичхидзе С.Я. Модернизация эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2017. – 2с.

5. Насанова А.А., Муктаров О.Д., Буров А.М., Пичхидзе С.Я. Исследование биологического карбонат-гидроксиапатита. В сборнике: Будущее науки - 2015. Сборник научных статей 3-й Международной молодежной научной конференции в 2-х томах. Ответственный редактор: Горохов А.А.. 2015. С. 210-211.

6. Мельников И.Н., Кайргалиев Д.В., Захарченко М.Ю., Пичхидзе С.Я., Попова Э.А. Хроматографический анализ полициклических ароматических углеводородов. В сборнике: Комплексные проблемы техносферной безопасности Ответственный редактор: В.А. Небольсин, ответственный секретарь: А.В. Звягинцева. 2014. С. 181-184

7. Мельников И.Н., Лобачева Г.К., Кайргалиев Д.В., Пичхидзе С.Я., Обнаружение и предварительное исследование следов нефтепродуктов, горюче-смазочных материалов. В сборнике: Комплексные проблемы техносферной безопасности. Ответственный редактор: В.А. Небольсин, ответственный секретарь: А.В. Звягинцева. 2014. С. 177-181.

ИССЛЕДОВАНИЕ КОНСТРУКТИВНЫХ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ МЕДИЦИНСКОЙ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ЭМИССИОННОЙ ТОМОГРАФИИ

Ю.А. Скрипкина, В.М.Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

На сегодняшний день в медицине актуальной проблемой является качественная диагностика организма человека. Современные технические средства дают нам возможность проводить диагностические исследования неинвазивными способами. Самым безопасным и эффективным способом на сегодняшний день является эмиссионная томография.

Позитронно-эмиссионная томография – это радионуклидный томографический метод исследования внутренних органов человека. Данный метод основан на регистрации пары гамма-квантов, возникающих при аннигиляции позитронов с электронами. Работа эмиссионного томографа основывается на визуализации органов, осуществляемой путем сцинтиграфии. В основе сцинтиграфии лежит избирательное накопление и выведение радиофармпрепарата исследуемым органом, что позволяет изучить топографию органа и выявить в нем наличие нарушений.

Позитронно-эмиссионная томография – активно развивающийся диагностический и исследовательский метод ядерной медицины. В основе этого метода лежит возможность при помощи специального детектирующего оборудования (ПЭТ-сканера) отслеживать распределение в организме

биологически активных соединений, меченных позитрон-излучающими радиоизотопами.

Принцип исследования строится на следующем:

- С помощью радиоактивных веществ происходит увлечение естественного излучения человеческих клеток.

- Датчики прибора улавливают сигнал от тканей и передают их на компьютер.

- Специализированная программа преобразует полученные сигналы в трехмерное изображение.

При аннигиляции позитронов с электронами, которые находятся в тканях организма, практически всегда возникают два гамма-кванта. Многие позитроны в тканях очень быстро теряют свою энергию и аннигилируют с электронами среды, находясь покое, именно поэтому образующиеся аннигиляционные гамма-кванты имеют нулевой суммарный импульс, то есть. они разлетаются строго по одной прямой в разные стороны и имеют одинаковую энергию 511кэВ. Таким образом, если в двух подходящих детекторах гамма-квантов, включенных по схеме совпадений, одновременно поглощаются гамма-кванты с энергиями 511 кэВ, то точка аннигиляции находится на прямой, соединяющей эти два детектора – линии отклика. Используя большой набор детекторов, расположенных вокруг исследуемого объекта (или перемещая детекторы вокруг объекта), можно построить в пространстве множество таких прямых. Все прямые будут проходить через точки, в которых проходила аннигиляция, то есть через точки, где находится распавшееся ядро радионуклида – с точностью до очень короткой длины пробега позитронов в ткани.

Поступающие через отверстия в коллиматоре гамма-кванты от радиофармпрепарата, распределенного определенным образом в теле пациента, возбуждают в кристалле вспышки – сцинтилляции, которые через световод поступают на фотоэлектронный умножитель. В фотоэлектронном умножителе

поток электронов, излучаемый фотокатодом под действием оптического излучения, поступившего со световода, усиливается в умножительной системе в результате вторичной электронной эмиссии. После чего сигналы поступают на блок коммутации, который передает сигнал с одного из множества входов на выход (выбор желаемого входа осуществляется подачей соответствующей комбинации управляющих сигналов). С выхода блока коммутации сигнал подается на электронный блок, где сигнал усиливается и фильтруется, после чего подается на блок АЦП, где сигнал оцифровывается и в виде двоичного кода подается на ЭВМ. В ЭВМ с помощью специализированного программного обеспечения код обрабатывается и сохраняется. После получения всех проекций, ЭВМ формирует изображение органа в трехмерном пространстве.

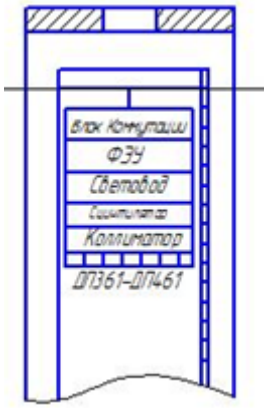


Рис. 1. Структурно-функциональная схема медицинского прибора для ПЭТ исследования внутренних органов

Позитронно-эмиссионная томография – активно развивающийся диагностический и исследовательский метод ядерной медицины. Работа ПЭТ основывается на визуализации органов, что позволяет изучить топографию органа и выявить в нем наличие нарушений. Однако, данная область медицины только набирает свои обороты, и медицинские приборы для данного исследования требуют .активной модернизации.

Литература

1. Эмиссионная томография: основы ПЭТ и ОФЭКТ/ под ред. Д. Арсвольда, М. Верника. – М.: Техносфера, 2009.-600с., 12с. цв. вклейки.

2. Таран В.М. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учебное пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева. – М.: Прондо, 2015. – 306 с.

3. Позитронно-эмиссионная томография [Электронный ресурс],- https://ru.wikipedia.org/wiki/Позитронно-эмиссионная_томография

ВЗАИМОСВЯЗЬ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ С МУЛЬТИФОКАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОРЕТИНОГРАФИЕЙ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ВОЗРАСТНОЙ МАКУЛЯРНОЙ ДЕГЕНЕРАЦИИ

Н.Р. Муртазина

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Возрастная макулярная дегенерация (ВМД) является одной из важных причин слепоты среди взрослых в развитых странах и третьей причиной слепоты во всем мире. В Российской Федерации заболеваемость ВМД составляет более 15 человек на 1 тыс. населения. ВМД – прогрессирующее хроническое дистрофическое заболевание глаз, в результате которого первично поражаются хориокапилляры, мембрана Бруха, пигментный эпителий сетчатки и фоторецепторы. Медицинская и экономическая значимость этой патологии связана с быстрой потерей центрального зрения, что приводит к утрате общей работоспособности. При этом парный глаз поражается не позднее чем через

5 лет после заболевания первого. Все это объясняет интерес исследователей к объективной ранней диагностике и функциональному наблюдению больных с ВМД, с использованием новых методов и аппаратов. В настоящее время золотым стандартом является **Оптическая когерентная томография** (ОКТ), но и другие методы могут помочь четко определить функциональное состояние пораженных частей сетчатки ВМД, такой как **Мультифокальная электроретинография** (**ЭРГ)**.

Оптическая когерентная томография – неинвазивный (бесконтактный) современный метод исследования, позволяющий визуализировать любые структуры глаза с высочайшим разрешением (1-15 микрон), что намного точнее ультразвукового исследования.

Исследование базируется на том, что все ткани организма по-разному отражают световые волны, что зависит от их структуры. В ходе его проведения измеряют время задержки отраженного света, а также его интенсивность, после того как он прошел через ткани глаза. По причине очень высокой скорости световой волны, измерение этих показателей напрямую невозможно. В томографах для этой цели используют интерферометры.

Применение низкокогерентного луча света инфракрасного спектра, длина волны которого составляет 830 нм (для осмотра сетчатки) и 1310 нм (для осмотра переднего отрезка глаза) является основным принципом действия интерферометра. Схематичное изображение интерферометра представлено на рисунке 1.



Рис. 1. Схематическое изображение интерферометра

Оптический луч от лазерного или светового источника направляется на полупрозрачное зеркало, которое делит его на два луча – **измеряющий** и **контрольный.**

Измеряющий луч направляется в глаз, где отражается от исследуемых структур и возвращается на детектор с различной временной задержкой, зависящей от свойств изучаемых микроструктур к абсорбции, рассеиванию и отражению света, т.е. от оптической плотности.

Второй луч, отраженный от контрольного зеркала с регулируемой позицией, также возвращается на детектор.

Если луч возвращается после отражения от изучаемых тканей за то же время, что и контрольный луч, возникает явление интерференции, которое улавливается специальным датчиком. Параметры интерференции регистрируются и измеряются фотодетектором. Таким образом, структура отраженного от глаза луча может быть сопоставлена с контрольным, у которого имеется известная временная задержка, регулируемая положением контрольного зеркала. Такой принцип измерения позволяет прецизионно определять толщину и пространственные соотношения между изучаемыми тканями глаза.

Результат оформляется в виде псевдо изображения, которое соотносится со специальной шкалой, где участки с высоким уровнем отражения света окрашены в теплые – (красные) цвета, а с низким – в холодные, стремящиеся к черному.

Самая высокая светоотражающая способность присуща слою нервных волокон, а также пигментного эпителия, средняя – плексиформному и ядерному слою сетчатки. Стекловидное тело является оптически прозрачным и на томограмме в норме имеет черный цвет. Трехмерное изображение получается путем сканирования, проводимого в поперечном и продольном направлениях. Проведение ОКТ бывает затруднено отеком роговицы, кровоизлияниями и помутнением оптических сред.

Возможности ОКТ позволяют определять и оценивать:

- морфологические изменения слоя нервных волокон и сетчатки, толщину этих структур;
- параметры и показатели диска зрительного нерва;
- структуры и составляющие переднего отрезка глаза, их пространственные взаимоотношения.

Мультифокальная электроретинография – метод регистрации локальных биоэлектрических ответов в центральной области сетчатки. Метод позволяет проводить анализ топографии биоэлектрической активности сетчатки зрительного поля и изучать нелинейные ответы, связанные с адаптивными механизмами зрительных путей, изолировать биоэлектрические ответы наружных и внутренних слоев сетчатки. Стимуляцию центральной области сетчатки (60°) проводят стимулами гексагональной формы, предъявляемыми псевдослучайным образом виртуальное число раз с частотой в каждой стимулируемой точке 16 Гц (ЭЛТ-монитора с частотой 75 Гц), мигающими с бинарной М-последовательностью. Стимул увеличивают от центра к периферии соответственно размерам рецептивных полей сетчатки.

Локализация ответа соответствует каждому гексагональному элементу, и топография ЭРГ представляется на дисплее компьютера (рис. 2).

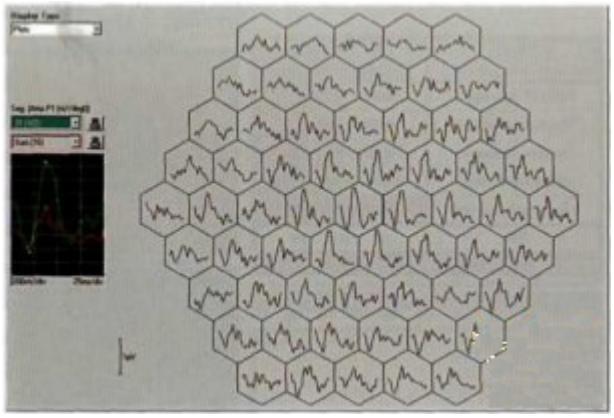


Рис. 2. Мультифакальная электроретинограмма

Для постановки диагноза ВМД и оценки динамики болезни метод ОКТ, выявляющая морфологические и структурные изменения сетчатки, необходимо сопоставлять функциональными исследованиями сетчатки, по данным Мультифокальной электроретинографии. Изменения морфологии сетчатки при ВМД, сопровождаются функциональными нарушениями.

Литература

1. Аит Ахмед Х., Каменских Т.Г., Колбенев И.О. Анализ результатов мультифокальной электроретинографии и оптической когерентной томографии в диагностике и наблюдении больных с возрастной макулярной дегенерацией. Саратовский научно-медицинский журнал 2014; 10(2): 308–313.

2. Ламброзо Б., Рисполи М. ОКТ сетчатки. Метод анализа и интерпретации. Под ред. В.В. Нероева, О.В. Зайцевой. – М.: Апрель, 2012. – 83.

3. https://zreni.ru/articles/oftalmologiya/1884-osnovnye-principy-raboty-opticheskogo-kogerentnogo-tomografa.html

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАССИВАЦИИ НА ПОВЕРХНОСТЬ МЕДИЦИНСКОЙ СТАЛИ МАРКИ 12Х18Н10Т

П.А. Шаронов, В.О. Лукьянова, В.Д. Прудников
Научный руководитель: к.х.н., доцент И.Ю. Гоц
д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Цель данной работы: исследовать образцы медицинской нержавеющей стали марки 12Х18Н10Т с различными видами обработки на наличие антибактериального эффекта и антибликовых свойств, а также проанализировать морфологию и поверхностный состав образцов

Образцы для эксперимента представляли собой пластины медицинской нержавеющей стали марки 12Х18Н10Т по ТУ 3-1002-77.

На рис. 1 показано распределение взвеси на различных образцах. Как видно, на рис. 1 (а) – (г) взвесь микроорганизмов равномерно распределилась по всей поверхности чашки со всеми образцами, но на рис. 1 (а)-(б) взвесь микроорганизмов присутствует не только на чашках, но и на образцах, а на рис. 1(в)-(г) образцы чистые и вокруг образцов есть защитный барьер 1-2 мм, не дающий микроорганизмам развиваться. Далее проводился сравнительный анализ шероховатости по ГОСТу 9378-93

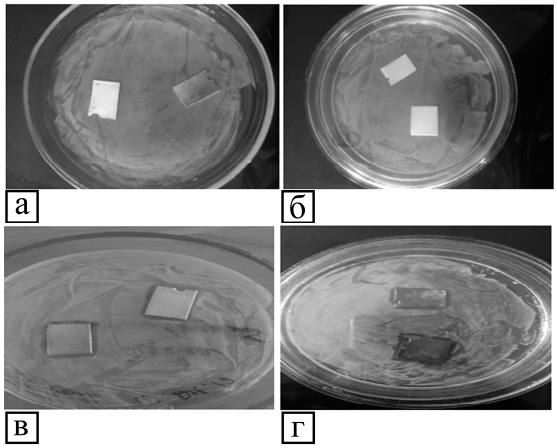


Рис.1. Изображения распределения взвеси на образцах стали 12Х18Н10Т, где: а – пластины без покрытия; б – пластины, подвергшиеся пескоструйной обработке электрокорундом Al_2O_3: в – пластины, подвергшиеся пескоструйной обработке электрокорундом Al_2O_3, электрополированию и пассивации; г – пластины с термическим оксидированием

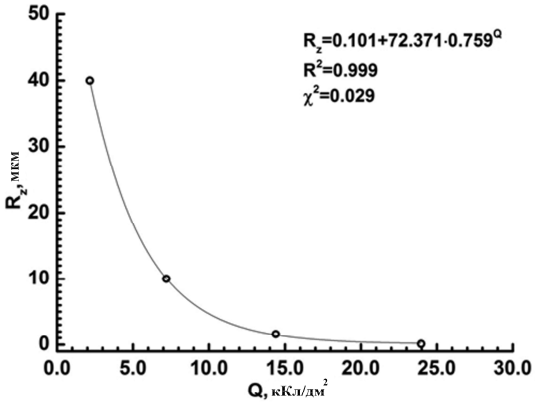


Рис. 2. Корреляционная зависимость высоты неровностей R_z (мкм) от поверхностной плотности заряда Q (кКл/дм^2)

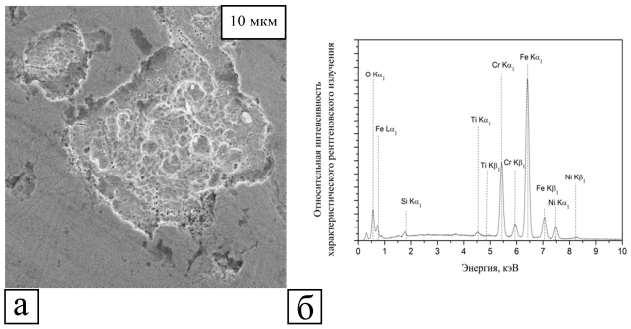


Рис. 3. РЭМ изображение морфологии при увеличении 2500 (а) и ЭДРА поверхности образца (б) из стали 12Х18Н10Т после термического оксидирования

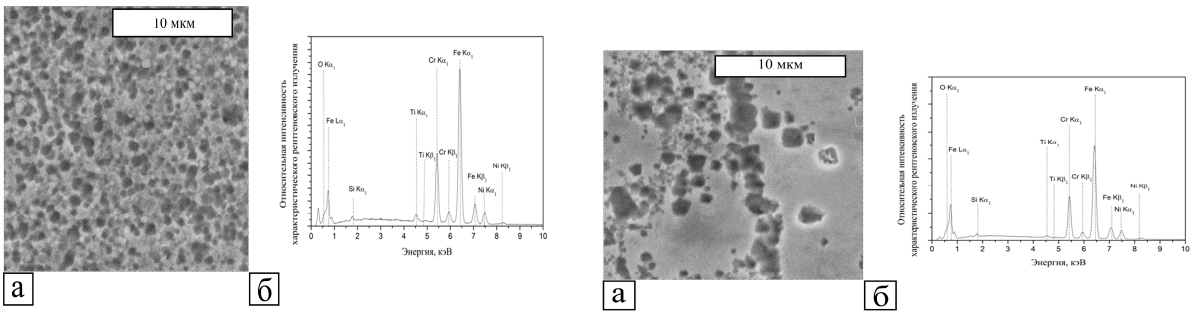


Рис. 4. РЭМ изображение морфологии при увеличении 10000 (а) и ЭДРА поверхности образца (б) из стали 12Х18Н10Т после полировки и после пассивации

Энергетические спектры электронов всех образцов (рис. 3-5(б)) содержат рефлексы характерных элементов, входящих в состав медицинской стали марки 12Х18Н10Т: (Fe),(Cr),(Si),(Ni),(S),(Ti). Наибольшие интенсивности дифракционных рефлексов по значению атомной массы соответствуют Fe и Cr, т.к. в стали 12Х18Н10Т содержится около 67 % Fe и от 16-17 % Cr. Как видно у всех трех образцов близкий состав, но на образце с термическим оксидированием, выявляется рефлекс кислорода (O). На РФА дифрактограмме (рис. 6 (б) и (в)) видно наличие рефлексов Fe_3O_4, в отличие от дифрактограммы образца без покрытия (рис. 6 (а))). Рентгенофазовый анализ показал образование на поверхности оксидной пленки Fe_3O_4 на образцах после термооксидирования и пассивации, которая и обеспечивает антибактериальный эффект, что коррелирует с результатами эксперимента на антибактериальный эффект.

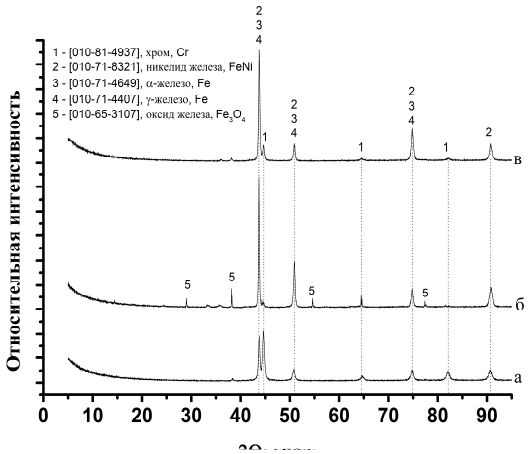


Рис. 6. РФА поверхности стали 12Х18Н10Т до (а) и после термического оксидирования (б) и пассивации (в)

Вывод: Таким образом, для формирования антибактериального оксидного покрытия на медицинской нержавеющей стали марки 12Х18Н10Т, состоящего из смеси оксидов металлов (Cr, Ni, Fe, Ti, Cu) целесообразно применять пассивацию, поскольку данный вид обработки обеспечит поверхность антибликовыми свойствами, что немало важно для медицинских аппаратов, использующих встроенный источник света. Результаты РФА показали, что на поверхности образцов после пассивации содержится оксидная пленка Fe_3O_4 , которая отвечает за антибактериальный эффект.

Литература

1. Сэндл Т. Механизмы бактериальной адгезии // Чистые помещения и технологические среды. 2014. № 1 (49). С 54-58.

2. Баринов С.М., Иванников А.Ю., Калита В.И., Комлев Д.И. и др. Композиционные покрытия на основе низкотемпературных фосфатов кальция для внутрикостных имплантатов // Материаловедение. 2017. №6. С. 36-38.

3. Габидуллин З. Г. и др. Условно-патогенные грамотрицательные и грамположительные бактерии. Уфа: Изд-во ГБОУ ВПО БГМУ Минздрава России. 2014. 82с.

4. Снежной Г. В. Интегральный физический метод идентификации α-фазы в аустенитных хромоникелевых сталях // Литьё и металлургия. 2009. №3 (52). С.241-244

5. Родионов И. В., Кошуро В. А., Фомин А. А., Пошивалова Е. Ю. О структуре металлокерамических оксидных покрытий, получаемых на биотолерантной стали 12Х18Н9Т термическим модифицированием в воздушной среде. Materials of the XI International scientific and practical conference «Science without borders - 2015», March 30 - April 7, 2015. 2015. Vol. 21. С. 73-80.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКТИВНЫХ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ ПЛЕЧЕВОГО ЭНДОПРОТЕЗА, ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА НОВОГО МАТЕРИАЛА

А.В. Поршнев

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Эндопротезирование сустава - это операция по замене компонентов сустава имплантатами, которые имеют анатомическую форму здорового сустава и позволяют выполнять весь объём движений. После подобных операций пациент забывает о болях в суставах и возвращается к активной жизни [1-3].

Цель работы: разработать оптимальную конструкцию плечевого эндопротеза и провести расчет НДС протеза.

В качестве материала для головки эндопротеза выбрана наноструктурированная композиционная высокоплотная керамика (Al_2O_3-ZrO_2-Y_2O_3). Композитная керамика, состоящая из оксидов алюминия Al_2O_3 и циркония ZrO_2 (Biolox delta), содержит более мелкие кристаллы циркониевой керамики, которые располагаясь между кристаллами корунда, делают материал монолитнее, рис. 1. Керамика имеет в своем составе так называемые «пластины» (platelet) из ZrO_2, стабилизированные Y_2O_3, которые, находясь в виде включений во всем объеме керамики, препятствуют распространению микротрещин. Все это позволяет на порядок повысить стойкость керамики к разрушению [2]. Посадка головки на ножку протеза осуществляется резьбовым способом.

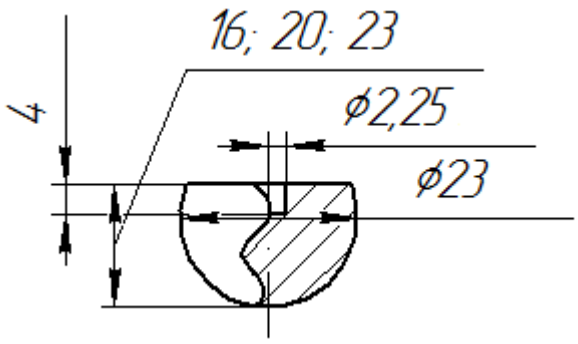


Рис. 1. Схематичное изображение головки плечевого эндопротеза

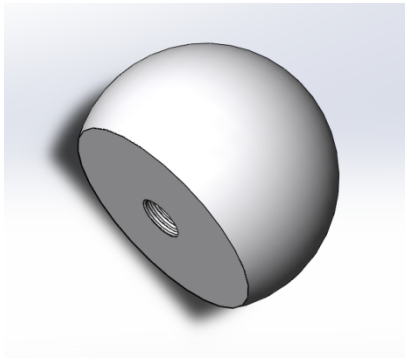


Рис. 2. Головка эндопротеза

Для ножки эндопротеза выбран известный сплав титана и золота β-Ti_3Au, который способен обеспечить более длительное использование протеза без замены его компонентов. Необходимый сплав образуется при температуре 1395°С. Материал имеет плотно - упакованную атомную структуру кристаллической решетки. Новая модификация в четыре раза прочнее обычного титана и более инертна к биологической среде.

Для улучшения остеоинтеграции имплантата с плечевой костью нанесли покрытие β-трикальцийфосфат путем электроплазменного напыления, толщиной 30 мкм, для лучшей биосовместимости.

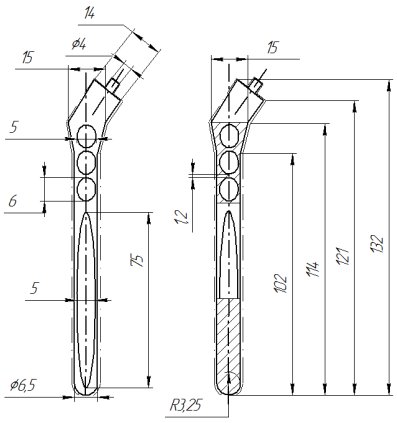
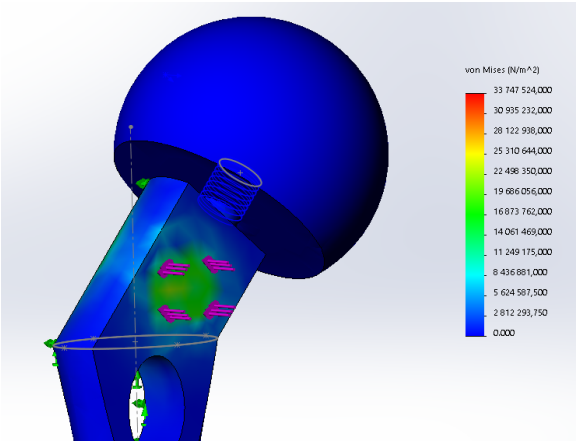
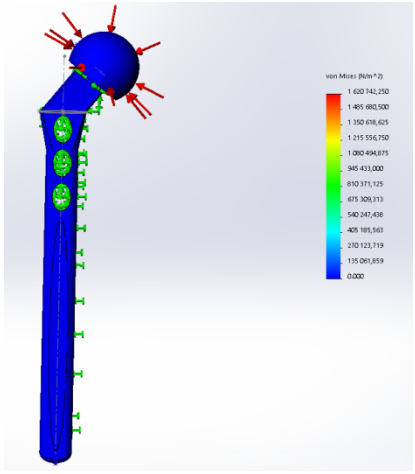


Рис. 3. Схематичное изображение ножки плечевого эндопротеза



Рис. 4. Плечевой эндопротез в разрезе





а *б*

Рис. 5. Результаты расчеты, где: а, б - график напряжений

Разработанная конструкция достаточно надежна и преимущества перед прототипом состоят в повышении надежности за счет прочного биосовместимого сплава. При этом соответственно возрастает срок службы эндопротеза. Далее нами был проведен виртуальный анализ созданной модели, который позволил провести оценку напряженно-деформированного состояния составных элементов эндопротеза при нагрузке 1000 Н, рис. 5. По результатам

исследования выявлено наибольшее смещение, составляющее $1.3*10^{-4}$ мм. Данное смещение примерно в 3 раза меньше максимального смещения при использовании титановых компонентов эндопротеза.

Выводы: Нами предложена модель плечевого эндопротеза на основе сплава титан-золото и наноструктурированной композиционной высокоплотной керамики. Усовершенствована конструкция, при помощи которой достигается необходимая прочность эндопротеза при меньших размерах.

Литература

1. Варфоломеев Л.П. Эндопротезирование плечевого сустава // Травмотология и ортопедия XXI века: сб. тез докл. VIII съезда травмотологов-ортопедов РФ. Самара, 2006. Т.I. С. 486.

2. Различные пары трения эндопротезов тазобедренного сустава В. А. Филиппенко // Ортопедия, травматология, протезирование. 2013. №3 (592), С. 66-69.

3. Слободской А.Б., Бадак И.С. Эндопротезирование плечевого сустава // Гений ортопедии. 2011. №4, С. 71-76.

4. Дятлова Я.Г. Керамические композиты Al2O3-ZrO2(Y2O3) из наноразмерных порошков. Структурные изменения и стабильность. // ООО «ВИРИАЛ», 194156, Россия, Санкт-Петербург, пр.Энгельса 27, к.143А, а/я 52. http://www.virial.ru/upload/medialibrary/1c4/ Al2O3-ZrO2-Y2O3.pdf.

5. Цыдыпов Б.С., Лыгденов Б.Д. Разработка технологии производства титановых эндопротезов // Успехи современного естествознания. № 1, ч.8, 2015. - С. 1351-1354.

ОПТИМИЗАЦИЯ ТЕХНОЛОГИИ ЛАЗЕРНОЙ РЕЗКИ КОРОНАРНЫХ СТЕНТОВ

А.Г. Иванов

Научный руководитель: к.т.н. Д.А. Карпов

Научно-исследовательский институт электрофизической аппаратуры имени Д.В. Ефремова, г. Санкт-Петербург

Введение

Коронарные стенты применяют при атеросклерозе коронарных артерий. В настоящее время в РФ ежегодно проводят более сотни тысяч операций по установке стентов. К данным изделиям предъявляются жесткие требования на соответствие прочностным свойствам, на отклонение линейных размеров (±5 мкм), к биологической совместимости материалов, контактирующих с тканями организма человека [1,2].

Сформулированная платформа коронарного стента КОКОМ (германо-российский проект №20243) содержит металлический каркас (нержавеющая сталь или кобальт-хромовый сплав), защитное a-C или Zr покрытие, растворимое полимерное многослойное покрытие на основе мультислоёв из «гиалуроновая кислота/хитозан» с внедрённым лекарственным препаратом [3]. Одной из ключевых технологий производства таких стентов является их лазерная микрорезка. В работе изучено влияние параметров лазерного излучения на качество резки стента КОКОМ из российской медицинской нержавеющей стали (03Х18Н10Т) и европейского кобальт-хромового сплава Phynox. Оптимизированы параметры резки, припуски для обеспечения качества поверхности после резки и соответствия конечных размеров, заданных в чертеже.

Лазерная резка осуществлялась на Nd:YAG лазере StarCut Tube 18 с накачкой галогеновыми лампами, средней мощностью пучка до 18 Вт, частотой до 4000 Гц. Лазерная установка имеет два сервопривода для линейного и вращательного позиционирования трубки относительно режущего сопла лазера. Погрешность: абсолютная линейная ±1 мкм, абсолютная вращательная ±0.001°, погрешность контроллера ±5 мкм.

Технологию резки стента из трубки можно разделить на этапы:

1) По чертежу развёртки стента, в ПО CAGILA 6.102, производится поэтапная компиляция командного файла для контроллера лазера. Для облегчения удаления материала из замкнутых контуров назначаются «разрушающие резы», представляющие собой окружности, вырезаемые внутри контура. Для учёта конечных размеров лазерного пучка и необходимого припуска на дальнейшие операции назначается компенсация резки.

2) Готовый файл загружается в память, после чего резка стента выполняется контроллером лазерной установки. Параметры реза (напряжение конденсатора ламп накачки лазера (мощность), ширина импульса (мс), его форма и частота) задаются оператором со стойки управления лазером.

3) После окончания резки изделие рассматривается на наличие дефектов под лупой. Затем подвешивается на приспособление для чистки и помещается в ультразвуковую ванну (УЗВ), где в среде моющего средства при нагреве стент очищается. При этом из замкнутых контуров выпадает вырезанный материал.

4) После чистки в УЗВ геометрия стента исследуется при помощи металлографического микроскопа Метам ЛВ-41, оснащённого камерой ТСА-9.0С, в ПО MicroView. Измеряется ширина и толщина элементов (страт), оценивается шероховатость, определяется наличие дефектов. При измерениях конструкция стента условно подразделяется на 2 типичные зоны с шириной страт 120 и 100 мкм соответственно (рис. 1). Для каждой типичной зоны собирается статистика от 5 до 10 измерений (рис. 2).

Ввиду того, что изделие имеет цилиндрическую форму, толщина определялась с учётом конечного угла наклона боковой поверхности исследуемой страты к плоскости объектива

$$a = x * A_0, b = x * B / \sin\varphi,$$

где a – ширина страты, мкм; A_0 – ширина страты на изображении, pixel; b – толщина страты, мкм; B – проекция толщины страты в плоскости объектива, pixel; x – масштаб изображения, мкм/pixel; φ – угол между нормалью боковой поверхности страты и плоскостью объектива.

Угол φ определяется по предварительно определенной ширине страты A_0:

$$\cos\varphi = A/\mathrm{A}_0,$$

где A – проекция ширины страты в плоскости объектива, наблюдаемая при измерении её толщины.

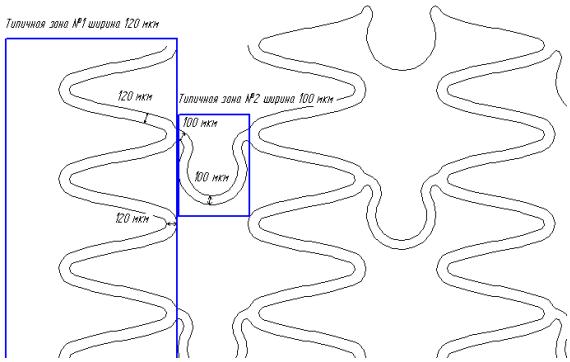


Рис.1. Схематичное разделение элементов стента

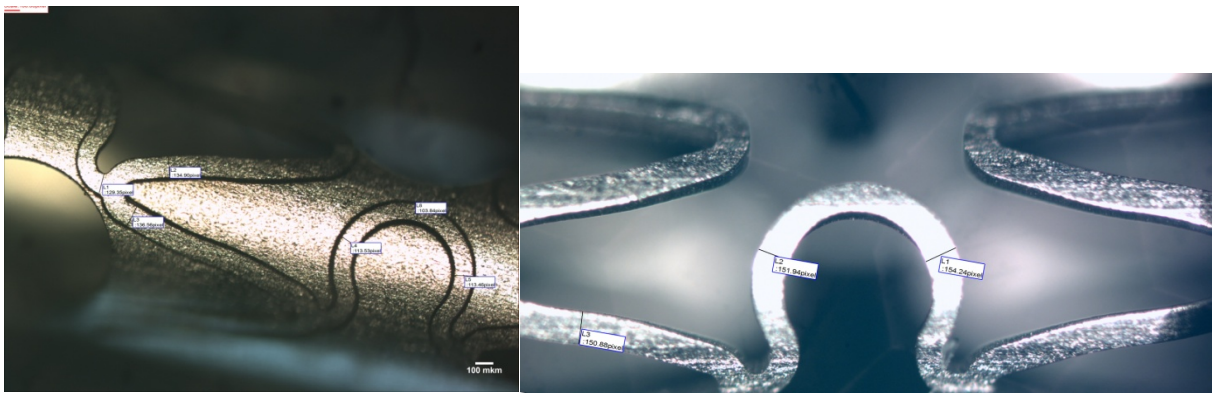


Рис.2. Обработанные в ПО MicroView фотографии стентов, размещенных на предметном столике микроскопа. Слева – из кобальт-хромового сплава, справа – из медицинской нержавеющей стали после обработки в УЗВ

Среднее арифметическое выборки, дисперсия, среднеквадратичное отклонение, составляют соответственно:

$$\bar{x} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} x_i \quad , \sigma^2 = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2, \sigma \quad = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2}$$

Было исследовано по 26 вариантов вырезанных стентов с различными параметрами реза для нержавеющей стали и кобальт-хромового сплава. Оптимизированные по полученному качеству образцов файлы с соответствующими параметрами резов представлены в табл. 1. Все образцы очищались в ультразвуковой ванне (УЗВ) при прогреве 60°С в среде моющего средства, содержащем щавелевую кислоту и ПАВ (до 5% об). Для нержавеющей стали лучший результат с точки зрения простоты извлечения вырезанных контуров, качества поверхности и соответствия линейных размеров показал образец, вырезанный по программе QM23_НЕРЖ_2. Однако отклонения от заданных чертежом размеров (до 18 мкм) превысили допустимые (табл. 2). Образцы стентов из кобальт-хромового сплава, вырезанные по оптимизированным параметрам реза (QM23_CoCr_1; QM23_CoCr_2), удовлетворяли всем необходимым требованиям при максимальном среднеквадратичном отклонении размеров 6,2 мкм.

Таблица 1

Оптимизированные параметры реза образцов

	Мощность W, Вт	Частота f, Гц	Ширина импульсов H, мс	Скорость реза V, мм/с	Компенсация δ, мкм
QM23_НЕРЖ_1	2,1	800	0,13	2	20
QM23_НЕРЖ_2	2,3	1110	0,1	3	10
QM23_CoCr_1	2,3	1110	0,1	2	10
QM23_CoCr_2	3,4	1110	0,11	3	15

Таблица 2

Ширина типичных зон образцов

	QM23_НЕРЖ_1	QM23_НЕРЖ_2	QM23_CoCr1	QM23_CoCr_2
Зона 1				
σ, мкм	10,7	6,8	6,10	5,6
$\bar{x}$, мкм	133,7	120,0	108,7	122,1
Зона 2				
σ, мкм	9,0	3,7	5,4	4,7
$\bar{x}$, мкм	126,4	118,6	100	101,9

Анализ образцов в оптическом микроскопе показал, что резы по данным материалам получаются ровными, без дефектов (рис. 2, рис. 3).

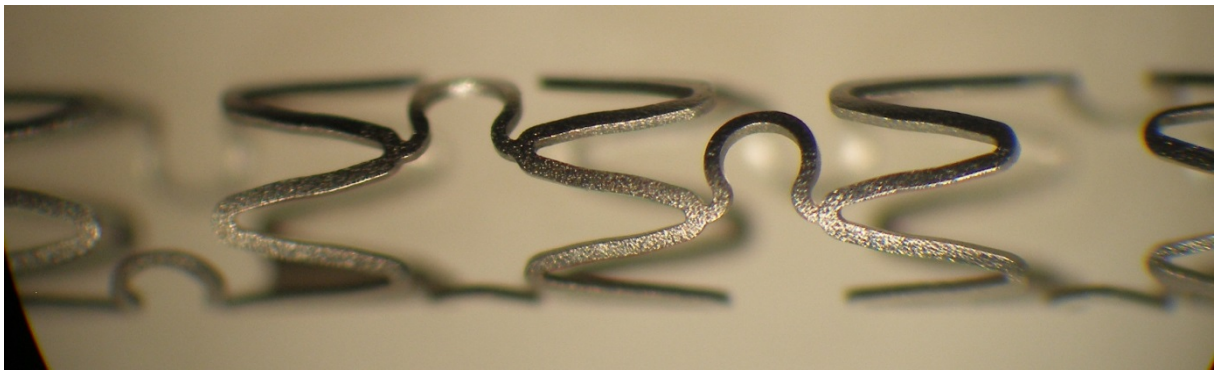


Рис. 3. Стент из кобальт-хромового сплава

Оптимальная мощность лазерного излучения для медицинской нержавеющей стали 2-3 Вт, для кобальт-хромового сплава 3-5 Вт при скорости позиционирования во время реза 3-4 мм/с. При меньших мощностях и/или больших скоростях реза не вся обрезь удалялась после чистки в УЗВ. При больших мощностях и/или меньших скоростях реза на внутренней поверхности образовывалось много оксидных капель, качество кромки реза ухудшалось, либо же часть страт сгорала при резке.

Частота и ширина импульсов при заданном напряжении кондесатора ламп накачки определяют подводимую мощность. Изменения данных величин (в выбранном диапазоне оптимальных мощностей) качественно картину не меняет. Выбраны частоты в диапазоне 800-1200 Гц при длительности импульсов 0,08-0,2 мс.

Выводы

Оптимизирована технология получения стентов из медицинской нержавеющей стали 03Х18Н10Т и кобальт-хромового сплава Phynox. Для стентов из кобальт-хромового сплава получены удовлетворяющие требованиям образцы стентов при максимальном среднеквадратичном отклонении размеров 6,2 мкм. Максимальные отклонения ширины страт для стентов из нержавеющей стали составили 18 мкм, что превышает допустимые отклонениях линейных размеров, предъявляемых к данному продукту ($\delta \leq 5$ мкм). Большие отклонения размеров страт для нержавеющей стали связаны, по-видимому, с большими отклонениями (до 15%) в толщине и допусках формы промышленно выпускаемых в РФ трубок из медицинской нержавеющей стали 03Х18Н10Т.

Литература

1. Barry O’Brien, William Carroll. The evolution of cardiovascular stent materials and surfaces in response to clinical drivers: A review, Acta Biomaterialia, 5 (2009), pp. 945-958.

2. Ankur Raval et al. Development and assessment of 316LVM cardiovascular stents, Materials Science and Engineering, A 386 (2004), pp. 331-343.

3. Hanna Hartmann et al. Hyaluronic acid/ chitosan multilayer coatings on neuronal implants for localized delivery of siRNA nanoplexes, Journal of Controlled Release, 168 (2013), pp. 289-297.

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ, СПОСОБСТВУЮЩИХ ПОВЫШЕНИЮ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОСОВМЕСТИМЫХ МАТЕРИАЛОВ

М.В. Частова, И.П. Мельникова

Научный руководитель: д.т.н., профессор И.П. Мельникова

Саратовский государственный технический университет

Имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В современной медицине для замены костных дефектов, используются эндопротезы, которые устанавливаются инвазивно на место поврежденного участка. Внедрение инородного тела в организм, может вызвать множество неблагоприятных последствий. Например: образование выраженного фиброзного слоя, местная воспалительная реакция на фоне токсического воздействия, аллергическая реакция, развитие инфекции. Во избежание подобных побочных эффектов, при изготовлении эндопротезов используют биосовместимые материалы.

Биосовместимые материалы неопасны, не вызывают аллергических реакций, не токсичны. Они бывают:

- инертные (вокруг таких в организме образуется волокнистая неприлегающая ткань);
- биоактивные (возникает прилегающая межповерхностная связь материала и ткани, инкапсуляция минимальная);
- биорезорбируемые (материал по мере растворения замещается тканью организма хозяина, продукты растворения должны быть нетоксичными).

Такие материалы предназначены для связывания их с биологическими системами. На данный момент используются такие биоактивные материалы как: оксид алюминия (корунд), кальций-фосфатная керамика, стеклокерамика, биоактивные полимеры, биоактивные гели и композиты.

Но так как использование биоактивных материалов для изготовления цельных эндопротезов, с экономической точки зрения, не целесообразно, данные материалы используются в виде покрытий. Покрытие – это искусственно сформированный на поверхности изделия слой, который отличается от материала основы по составу и физико-химическим свойствам. Покрытие формируется при помощи электроплазменного напыления.

Покрытие, сформированное из порошка оксида алюминия, позволяет упрочнить конструкцию титанового эндопротеза. Помимо оксида алюминия известны и используются другие высокоэффективные биоактивные материалы, такие как гидроксиапатит и трикальцийфосфат. Которые так же требуют верного подбора технологии получения данных покрытий.

Чтобы повысить функциональные характеристики оксида алюминия, необходимо провести ряд технологических процессов. Так как созданные химическим методом порошки оксида алюминия полидисперсны и при напылении формируют неравномерную пористую структуру покрытия. Что существенно снижает прочность покрытия. Для усовершенствования покрытия нужно улучшить гранулометрический состав порошка, приблизив его тем самым к монодисперсному составу. [1]

Для определения степени измельчения порошка корунда используется метод ситового анализа, он является основным благодаря быстроте и простоте. Порошок рассеивается на фракции с помощью набора сит, и масса каждой фракции выражается в процентах от общей массы порошка. Выделяют два вида фракции порошков при просеивании: плюсовую, то есть ту, что остается на сите при просеве, и минусовую ту, что проходит через него. Недостаток в

том, что сетки для просеивания не изготавливаются с размером отверстий меньше 40 мкм и порошки меньшего размера проанализировать нельзя.

Седиментационный метод – является более точным для оценки реальных значений размеров частиц. Анализ основывается на законе Стокса, который говорит о том, что скорость падения частиц в вязкой жидкости зависит от размеров частиц и значения вязкости жидкости. При этом частицы не должны слипаться, то есть создавать агломераты. Максимальный предел измерения размера частиц – 40 мкм, а минимальный – 0,5 мкм. Частицы размером менее 0,5 мкм оседают слишком медленно, а крупные частицы больше 40 мкм оседают на дно слишком быстро, увеличивая погрешность измерения. [2]

Агломеририрование – процесс усовершенствования порошка. У мелких частиц поверхность более развита, за счет большей площади поверхности относительно внутреннего объема, поэтому в отличие от крупных частиц они более активны в процессе спекания. Поэтому, при обжиге они припекаются к крупным частицам (возникают частицы нанодиапазона), и при последующем размоле остаются на них, а крупные частицы разбиваются. Происходит выравнивание гранулометрического состава порошка, за счет удаления мелких частиц, которые остаются припеченными к крупным частицам. Это приводит к развитию морфологии у поверхности, повышая остеоинтеграцию к кости в операции эндопротезирования.

Спекание – технологический процесс, с помощью которого можно получить прочный спеченный материал со свойствами, близкими к свойствам литого металла из мелких порошков или пылевидных материалов при повышенной температуре или высоком давлении. Спекание нужно проводить для того, чтобы придать заданные физические, химические и механические свойства порошковой формовке.

Размол – это изменение изначального размера вещества, путем его разрушения под действием внешних сил, которые превышают внутренние силы

сцепления. Размол проводится в мельницах различного типа, таких как: шаровые, вибрационные, планетарные, вихревые или молотковые. Шаровая мельница – это простейший прибор для размола.

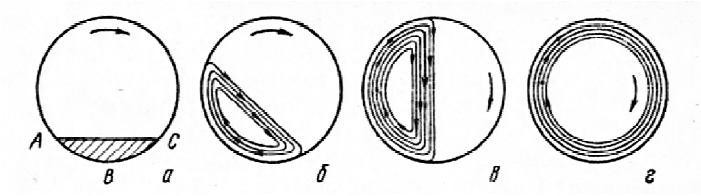


Рис. 1. Схемы движения размольных тел в шаровой вращающейся мельнице:
1 – режим скольжения; *2* – режим перекатывания, *3* – режим свободного падения,
4 – движение при скорости вращения, равной критической или больше ее

Сначала в барабан загружаются размольные шары. Затем засыпают исходный порошок, то есть шихту. При вращении барабана, размольные шары немного поднимаются и падают под влиянием центробежной силы. Существует несколько режимов перемешивания и размола порошка (рисунок 1). [3]

Такие технологические процессы позволяют улучшить качество и долговечность эндопротезов, а самое главное получить высокую биосовместимость.

Литература

1. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Исследование возможности повышения функциональных характеристик биосовместимых покрытий медицинских имплантатов за счёт изменения морфологии частиц порошков перед электроплазменным напылением/ Вестник СГТУ, 2010.-№3(46).-С.68-76.

2. Мельникова И.П., Лясникова А. В., Мальцева С. В. Пути повышения физико-технических характеристик изделий с пористой структурой: учеб. пособие Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т. – 2016. – 95 с.

3. И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников, С.В. Веселухина Влияние процесса агломерирования биосовместимых порошков на морфологию

плазмонапыленных покрытий – 2013: Труды Всероссийской молодежной научной конференции. 25-26 сентября 2013 г. – Саратов: ООО «Издательский Центр «Наука», 2013. – С. 624-627.

НАНЕСЕНИЕ ЗАЩИТНОГО ПОКРЫТИЯ НА ДЕТАЛЬ ИЗ СПЛАВА Д16 МЕТОДОМ МДО

Д.В. Леонов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

Процесс микродугового оксидирования (МДО) – является новым в области упрочнения металлических материалов, относящийся к электрохимических процессам, позволяющим получать покрытия с широким спектром возможностей и свойств.

Уникальной особенностью МДО при образовании оксидного покрытия являются поверхностные микроразряды, существенно влияющие на формируемое покрытие, в результате чего получаемая структура и состав оксидного слоя отличается, а свойства значительно увеличиваются в сравнении с обычными анодными плёнками [2,3]. Другими же положительными чертами процесса являются его экологичность и простота процесса. Свойства покрытия зависят от режимов, состава электролита и времени протекания процесса. Главными характеристиками получаемого покрытия являются сопротивление коррозии и толщина покрытия. Процесс микродугового оксидирования очень распространён в различных видах промышленности, которое помогает улучшить свойства изготавливаемых изделий [1].

Цель работы: исследовать влияние режимов образования покрытий на пористость поверхности алюминиевого сплава Д16.

В ходе работы был проведен ряд опытов, заключающихся в нанесении покрытия методом МДО, с последующим измерением показателя пористости. На рисунках 2 и 3 приведены микрофотографии пористой структуры оксида алюминия, полученного при микродуговом оксидировании алюминиевого сплава Д16 в электролите Al_2O_3 – NaOH.

На изображении хорошо видно, что стенки между порами состоят из более светлого внешнего слоя и более тёмного внутреннего. Данное различие слоёв объясняется тем, что химический состав внешнего слоя более загрязнён сторонними ионами, а внутренний в свою очередь плотный слой чистого алюминия оксида.

В зависимости от режима обработки в обоих случаях наблюдается преимущественное снижение пористости, т.к. в составе электролита присутствует алюминат натрия, который способствует более плотному осаждению оксида алюминия, что приводит к получению менее рыхлого верхнего слоя, и менее пористого нижнего слоя покрытия.

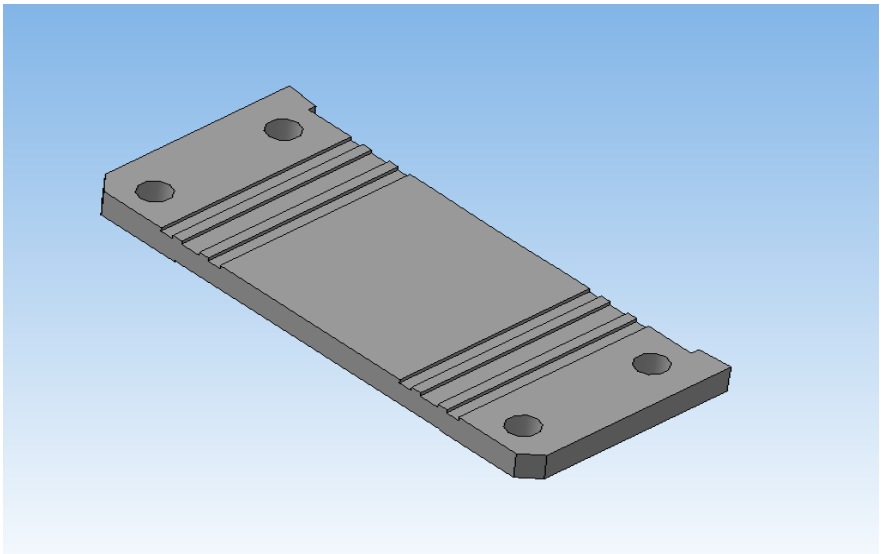


Рис.1. Модель плиты



Рис.2. Поверхность образца с покрытием Al_2O_3, при i_a=0.80А/см^2 и выдержке в течение 15 мин, ширина кадра 460мкм

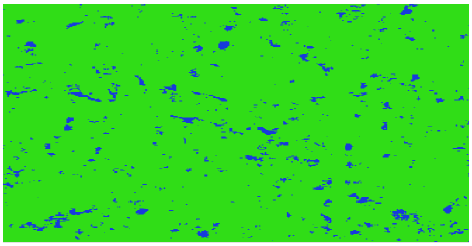


Рис. 3. Пористость поверхности образца с покрытием Al_2O_3, при i_a=0.80А/см^2 и выдержке в течение 15 мин, ширина кадра 460мкм

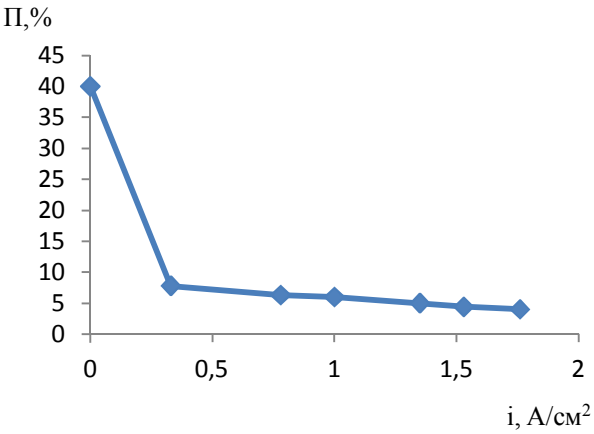


Рис. 4. График зависимости пористости от плотности тока при t=25°С

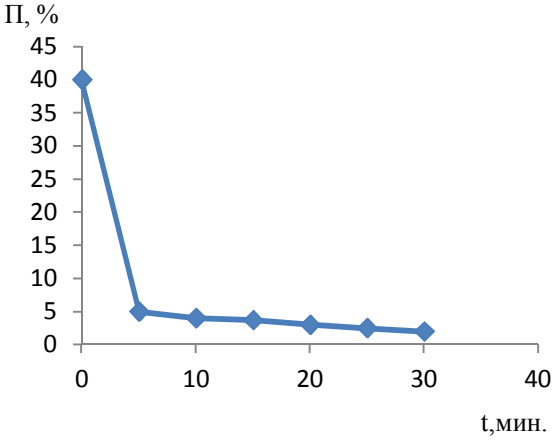


Рис. 5. График зависимости пористости от времени t=25°С

Выводы: согласно результатам металлографического анализа с увеличением длительности процесса и плотности анодного тока разряда образуются более плотные и мелкозернистые осадки с низкой пористостью.

Литература

1. Колачев, Б. А. Металловедение и термическая обработка цветных металлов и сплавов: учеб. для вузов / Б. А. Колачев, В. И. Елагин, В. А. Ливанов. – 3-е изд. – М.: МИСиС, 2001. – 416 с.

2. Ерохин, А.Л. Модель формирования оксидных покрытий при плазменно-электролитическом оксидировании алюминия в растворах силикатов / А.Л. Ерохин // Физика и химия обработки материалов. – 1996. - №5. – С.39-44.

3. Дударева, Н.Ю. Моделирование процесса формирования упрочненного слоя при микродуговом оксидировании алюминиевых образцов / Н.Ю. Дударева // Известия высших учебных заведений. Авиационная техника. – 2008. – №3. – С. 63-65.

ТЕХНОЛОГИЯ ШЛИФОВАНИЯ ДОРОЖЕК КАЧЕНИЯ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА

С.А. Буланов

Научный руководитель: д.т.н. профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В данной работе рассматриваем шариковый упорно-радиальный подшипник состоящий: из полимерных кожухов, дорожек качения, навитыми из металлической ленты, и тел качения (шарики).

Дорожки качения выполнены в форме желоба. Как и любая поверхность, металлическая лента имеет шероховатость, тем самым снижает скорость движения шарика, уменьшая ресурс работы подшипника. Поэтому металлическая лента проходит технологическую операцию шлифования.

Данные об образцах

В качестве объектов исследования были выбраны две марки стали 65Г и 08КП используемые для изготовления металлического кольца навитыми из ленты. Характеристика стали 65Г и 08КП.

Сталь 65Г – конструкционная рессорно-пружинная сталь 65Г используется для изготовления деталей с повышенной износостойкостью.

Сталь 65г: характеристики, состав, применение.

Состав: сталь 65Г означает содержание углерода 0,65% и легирующий элемент Г- Марганец в данном сплаве выступает марганец, которого в составе стали содержится порядка 0,9-1,2 %. (Таблица 1)

Таблица 1

Химический состав стали 65Г и стали 08КП

Сталь 65Г	Химический элемент	Марганец (Mn)	Кремний (Si)	Никель (Ni)	Фосфор (P)	Хром (Cr)	Сера (S)	Медь (Cu)
	%	0.90-1.20	0.17-0.37	0.25	0.035	0.25	0.035	0.20
Сталь 08КП	%	0.25-0,5	0.03	0.25	0.035	0.1	0.04	0.25

Благодаря такому содержанию и обеспечиваются основные эксплуатационные характеристики сплава. Марганец в составе стали выполняет две важные функции. Прежде всего, он обеспечивает выведение окислов железа, которые могут образовываться в процессе литейного производства. Также марганец отвечает за высокие механические характеристики. Введение его в состав стали обеспечивает увеличение твердости и сопротивление разрыву, значительно повышает предел упругости металла. Кроме этого, за счет наличия марганца увеличивается плотность металла. Вместе с тем, этот элемент несколько уменьшает ударную вязкость металла. С другой стороны, повышает сопротивляемость стали ударным и статическим нагрузкам, истиранию, увеличивает жаростойкость и прокаливаемость. Таким образом, благодаря своему составу сталь 65Г получает

отличное сочетание механических характеристик. В частности, она обладает высокой твердостью и износостойкостью. Повышенная вязкость и упругость позволяет стали выдерживать значительные деформации без потери своих качеств

Сталь 08КП состав, характеристика применение

Сталь 08КП – сталь конструкционная углеродистая качественная. «КП» в названии означает, что сталь кипящая (имеется в виду степень раскисления стали). А «08» говорит о содержании углерода около 0,08 процента.

Низкоуглеродистая качественная сталь. Хорошо сваривается. Отличается высокой пластичностью при холодной деформации

Механические испытания металлов

Механические испытания металлов – это определение механических свойств металлических сплавов, их способности выдерживать разного рода нагрузки в определенных пределах. По характеру действия на металл нагрузки, а соответственно, и испытания разделяют на статические (растяжение, сжатие, изгиб, кручение), динамические (ударные – ударная вязкость, твердость), усталостные (многократные циклические нагружения), длительные (воздействие атмосферных сред, ползучесть, релаксация) и специальные.

Методика проведения исследований на разрыв

При помощи разрывной машины и компьютерной системы получили необходимые данные для расчета модуля Юнга

Сталь 65Г:

F= 584 Н

Сталь 08 КП:

F= 780 Н

Определяются характеристики – относительное остаточное удлинение

$$\delta = (l_1 - l_0)\cdot 100\% / l_0, \quad (1)$$

где l_1 – расчетная длина образца после разрыва, и относительное остаточное сужение

$$\psi = (A_0 - A_ш)\cdot 100\% / A_0. \quad (2)$$

Модуль Юнга рассчитывается по формуле

$$E=\frac{Fl}{S} \quad (3)$$

где F – сила,

S – площадь поперечного сечения.

Предел прочности рассчитывают по следующей формуле

$$\sigma_в,=F/S \quad (4)$$

Предел пропорциональности рассчитывают по формуле

$$\sigma_т=\frac{Po}{Fo} \quad (5)$$

где P_0 – предельная нагрузка.

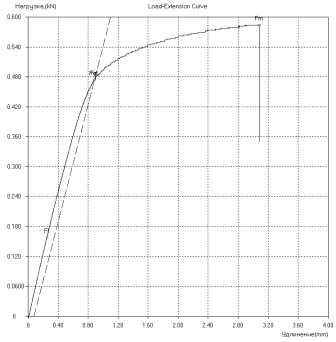


Рис. 1. Кривая напряжение - относительное удлинение стали 65Г

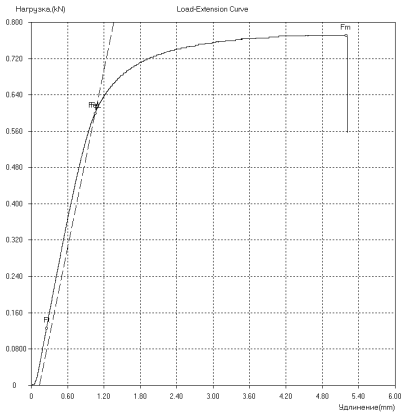


Рис. 2. Кривая напряжение - относительное удлинение стали 08КП

Таблица 2

Обработка результатов

Метка образца	Длина, мм	Толщина, мм	Ширина, мм	Площадь поперечного сечения, мм	Плотность, г/м²	Модуль упругости Юнга, ГПа	Относительное удлинение %	Макс. Напряжение при растяжении, ГПа	Макс. Нагрузка, Н
Сталь 65Г	203	0,3	2,84	0,852	7800	152,3	3	0,782	584
Сталь 08КП	200	0.3	2,84	0,852	7800	154,5	14	1,048	780

Вывод: Исходя из данных таблицы и графиков можно сделать вывод, сталь 65Г менее пластична, чем сталь 08 КП.. Сталь 08КП более пластичный, т.е. способность материала без разрушения получать большие остаточные деформации.

Литература

1. Металлы методы испытаний на растяжение ГОСТ 1497-84 (ИСО 6892-84, СТ СЭВ 471-88) // Межгосударственного совета по стандартизации, метрологии и сертификации: Издательство стандартов, 2008. – 26 с.

2. Решетникова, Ольга Павловна. Повышение эффективности изготовления колец упорных подшипников на основе применения способа лобового шлифования дорожек качения : автореферат дис. ... канд. техн. наук : 05.02.08 / Решетникова Ольга Павловна; [Место защиты: Сарат. гос. техн. ун-т им. Гагарина Ю.А.]. - Саратов, 2012. - 18 с.

3. Испытание на растяжение и ударную вязкость [Электронный ресурс] – Режим доступа: https://www.metalcutting.ru/content/ispytanie-na-rastyazhenie-i-udarnuyu-vyazkost

4. ГОСТ 1497-84 Государственный стандарт союза ССР металлы. Методы испытаний на растяжение. // Межгосударственного совета по стандартизации, метрологии и сертификации: Издательство стандартов, 2008. – 24 с

5. Турилина В.Ю. Материаловедение. Механические свойства металлов. Термическая обработка металлов. Специальные стали и сплавы. М.: МИСИС, 2013. -154 с.

ТЕХНОЛОГИЯ ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ ТИТАНОВЫХ СПЛАВОВ

К.А. Карабанов

Научный руководитель: ассистент С.В. Телегин

Саратовский государственный технический университет
имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

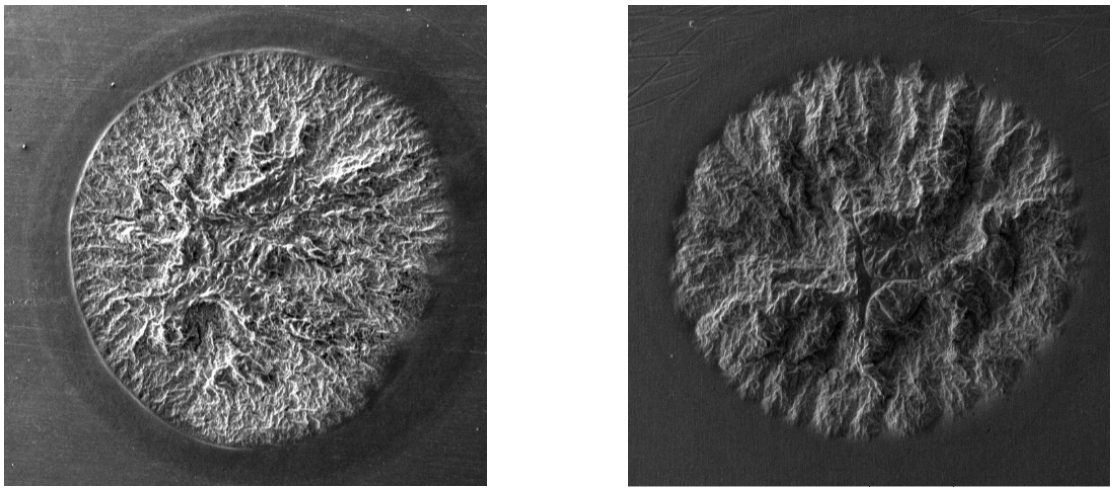
Улучшение эксплуатационных свойств металлических материалов при различных видах лазерной поверхностной обработки связано с изменением структурного состояния, фазового и химического составов поверхностных слоев. Используя лазерный пучок как концентрированный источник тепла, можно выполнять различные виды локальной термической обработки [1-3].

Лазерная обработка основана на применении мощного светового потока, вызывающего плавление или испарение обрабатываемого материала. При этом процесс взаимодействия лазерного излучения с обрабатываемым материалом разделяется на следующие основные стадии: поглощение света с последующей передачей энергии тепловым колебаниям решетки твердого тела; нагревание материала без разрушения, включая и плавление; разрушение материала путем

испарения и выброса его расплавленной части; остывание после окончания воздействия [4-5].

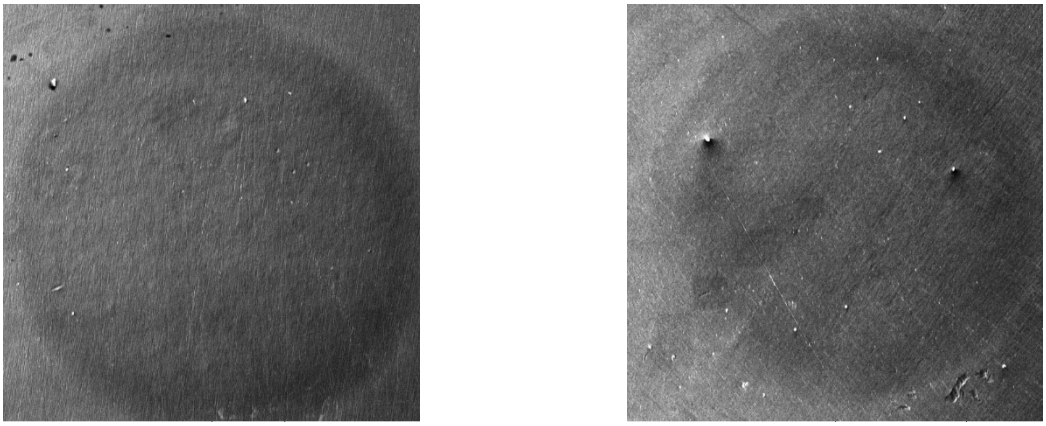
При исследовании микроструктуры титанового сплава с помощью электронного растрового микроскопа «MIRA II LMU» было отмечено, что изменение технологических параметров обработки лазером значительно влияет на микроструктуру поверхностного слоя титанового сплава.

Анализ структуры металла при увеличении показывает, что обработка титанового сплава была проведена как с оплавлением, так и без нее. На отчетливо видно развитую пористую структуру, что при изготовление имплантатов очень важно, так как это нужно для лучшего сращивания с костной тканью.



а б

Рис. 1. Образцы на которых была проведена лазерная обработка с оплавлением при различных параметрах: а - параметры обработки U = 400 V t = 8 ms f = 2 Hz; б - параметры обработки U = 400 V t = 8 ms f = 1 Hz



а б

Рис. 2. Образцы на которых была проведена лазерная обработка без оплавлением при различных параметрах: а - параметры обработки U = 310 V t = 3.3 ms f = 2 Hz; б - параметры обработки U = 310 V t = 3.3 ms f = 2 Hz

Выводы: Опираясь на результаты исследований можно сделать вывод, что с увеличением напряжения лампы накачки, длительности и частоты следов импульсов происходит формирование более развитой поверхностной структуры что положительно образом отражается на биосовместимости изделий из титановых сплавов обработанных лазерным импульсным излучением.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5291.2018.4.

Литература

1. Рыкалин Н.Н., Углов А.А., Кокора А.Н. Лазерная обработка материалов.- М.: Машиностроение, 1975.

2. Гладуш Г.Г., Смуров И.Ю. Физические основы лазерной обработки материалов/ М: ФИЗМАТЛИТ, 2016

3. Биоактивные материалы и покрытия в дентальной имплантологии / А.В. Лясникова, А.В. Лепилин, В.Н. Лясников, К.Г. Бутовский. – Саратов: Сарат. гос. техн. унт, 2004. – 94 с.

4. Протасова Н.В., Лясникова А.В., Лепилин А.В., Лясников В.Н. Внутрикостные стоматологические имплантаты. Конструкции, технологии, производство и применение в клинической практике/ Под ред. В.Н. Лясникова, А.В. Лепилина. – Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2002.

5. Рыкалин Н.Н., Углов А.А., Кокора А.Н. Лазерная обработка материалов.- М.: Машиностроение, 1975

ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ ПОЛУЧЕНИЯ ДОРОЖЕК КАЧЕНИЯ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА 1118-2902840 МЕТОДОМ ИК-СВАРКИ

Н.В. Жирнов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

С давних времен человек сталкивался с проблемой преодоления трения между двумя поверхностями и увеличением скорости движения, а также уменьшения усилий, прилагаемых для вращения. Трение всегда препятствовало свободному вращению деталей. Даже просто протащить какой-нибудь тяжелый предмет по сухой, шероховатой поверхности куда сложнее, чем по мокрой и скользкой, например. Если говорить на языке техники, то трение можно уменьшить заменив сухое трение жидкостным трением скольжения или качения. С одной стороны трение положительно сказывается на технике, ведь именно благодаря ему работают тормоза. Но трение имеет и

отрицательные последствия - оно нагревает металл, вызывает его износ и может привести к поломке машины.

В данной работе используется упорно-радиальный подшипник. Нужно понимать разницу между двумя типами подшипников: упорно-радиальным и радиально-упорным. Первые распространены значительно меньше, чем вторые и являются, по сути, разновидностью упорных подшипников, воспринимая в первую очередь нагрузки осевые (аксиальные).

Упорно-радиальный подшипник – предназначен для восприятия осевых (70 – 80 %) и радиальных нагрузок (20 – 30%).

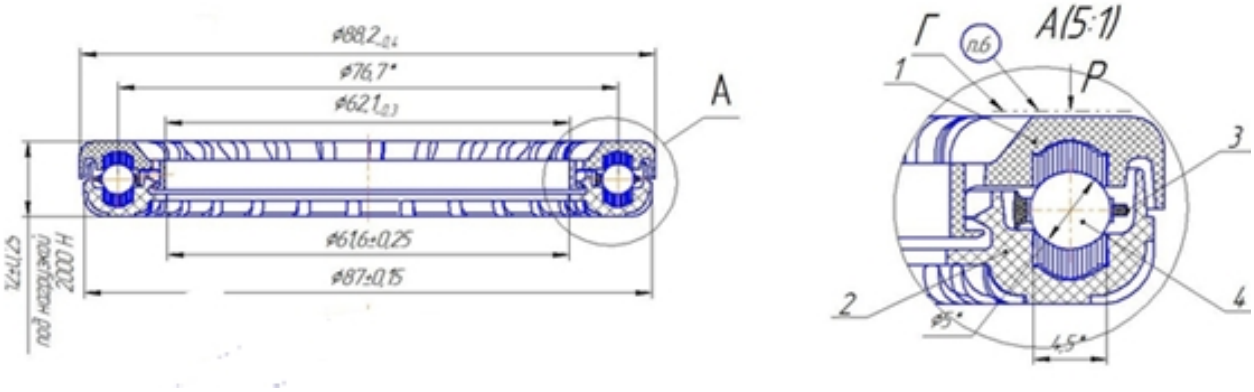


Рис.1. Упорно-радиальный подшипник:

1 – верхний кожух подшипника; 2 – нижний кожух подшипника; 3 – сепаратор; 4 – тело качения (металлический шарик) [1]

Изначально в стандартных конструкциях подшипника используется эпоксидный двухкомпонентный клеевой состав EPROXY Art. 46309.

У него есть свои недостатки:

- Нужно обезжиривать кожух и ленту в специальных ваннах;
- Из-за разнородных характеристик деталей металл – полиамид, требуется подобрать определенный вид клея;
- Для склеивания нужно задействовать дополнительные зажимные приспособления;

- Приходится учитывать время “жизни” клея;

На примере конструкции стандартного подшипника, дорожка качения которого выполнена методом вырубки и профилирования из листа стали 10 с последующей химико-термической обработки: газовой цементации и шлифования, предлагается другая конструкция получения дорожки качения, а именно методом навивки.

Появляется возможность изготовления опорных колец из высокопрочной закаленной стали, что невозможно обеспечить в обычной конструкции подшипника из-за малой жесткости опорных колец и их высокой деформации при термической обработке и последующей шлифовке. Поэтому переходим на другой вид материала, сортамент, конструкцию подшипника: Сталь 65Г. Достигаем более высокую поверхностную твердость, износостойкость и долговечность.

В данной работе мы заменяем клеевое соединение дорожек качения на термоскрепление витков ленты путем сварки ИК-излучением. В связи с этим мы получаем некоторые преимущества:

- Площадка контакта шариков с дорожкой качения разделена на отдельные полосы, что резко снижает величину растягивающих поперечных напряжений, которые оказывают решающее влияние на циклическую стойкость подшипника.
- Разделение площадки контакта по полосам снижает момент трения с телами качения, что уменьшает размерный износ тел и дорожек качения.
- По той же причине отсутствуют напряжения в поперечном направлении, обычно возникающие в процессе термической и механической обработки, что повышает точность изготовления подшипника.



а б

Рис. 2. а) Обработка дорожек качения эпоксидным двухкомпонентным клеевым составом EPROXY Art. 46309; б) Обработка дорожек качения лазерной сваркой

Актуальность: заключается в том, что метод навивки ленты имеет высокий процент использования материала, а лазерная сварка позволяет скрепить ветки ленты малой толщины, так как толщина использованной ленты = 0,3 мм.

При проведение литературно-патентного обзора был выбран технический способ и оборудование для навивки металлической ленты на дорожку качения шарикового упорно-радиального подшипника. Изобретение предназначено для повышения точности и плотности навивки в рулон металлической ленты, предназначенной для изготовления колец подшипника.

Сущность предлагаемого изобретения поясняется чертежами, где на рисунке 3а изображено устройство для намотки тонкого проката в рулон, на рисунке 3б изображена оправка с подаваемой в нее лентой.

Устройство состоит из станины 1, в которой установлены электродвигатель 2 и редуктор 3, связанные между собой посредством клиноременной передачи. Редуктор 3 передает вращение на шпиндель 4, смонтированный в корпусе шпиндельной бабки 5 с возможностью перемещения вдоль оси от ручного привода (не показан). На шпинделе 4

установлена оправка 6. Оправка 6 имеет кольцевую выточку с большим диаметром D и малым диаметром d (рисунок 6). В кольцевой выточке оправки 6 закреплен конец металлической ленты 7, которая уложена в узкой щели с изгибом неподвижной детали 8. Радиус r изгиба узкой щели детали 8 и угол охвата α подбирают экспериментально, чтобы за счет трения ленты о стенки щели возникала потребная сила P натяжения ленты 7. Кроме того изгиб узкой щели с радиусом r создает изгиб ленты 7, близкий к радиусу ее намотки на оправку 6, что также способствует более плотной намотки ленты 7 в рулон. В верхней части устройства неподвижно закреплен упор 9, служащий для поджима ленты 7 к оправке 6.

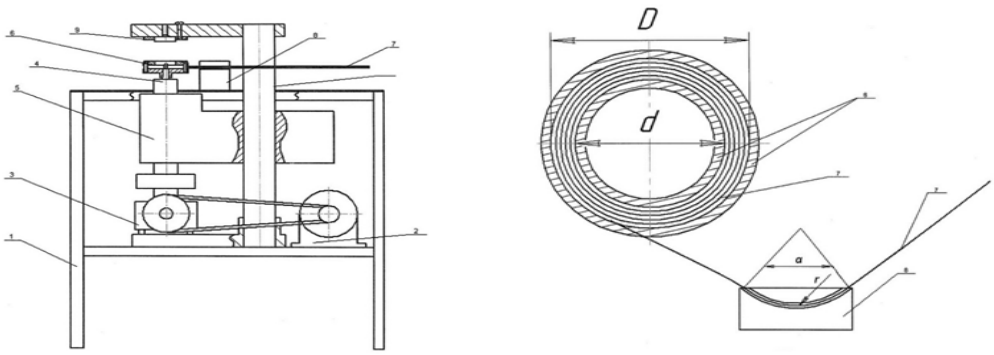


Рис. 3. а) Схематическое изображение устройства для намотки тонкого проката в рулон;
б) Изображение оправки с подаваемой в нее лентой [2]

Опытным путем подбираем основные параметры режима импульсной лазерной сварки – это диаметр сфокусированного излучения (0,05 мм), Длительность импульса (1.0 мс), частота следования импульсов (5 Гц), напряжение (250 В), мощность излучения (107 Вт) [3].

Составляем маршрутную карту получения дорожек качения шарикового упорно-радиального подшипника методом лазерной сварки. Формирование кольца методом навивки > сварка витков кольца ик-излучением > контроль габаритных размеров > закрепление сварного кольца с помощью расплава полиамида > контроль габаритных размеров.

Опытным путем проводим исследования над дорожкой качения шарикового упорно-радиального подшипника. Необходимо рассмотреть структуру сварной точки, выявить количественный и качественный состав материала, а так же определить микротвердость.

Исследование морфологии и состава сварного шва проводилось на растровом электронном микроскопе Aspex Explorer при ускоряющем напряжении электронного пучка 20kV.

На рис. 4 можно заметить трещину в материале. Это произошло из-за расширения металла под действием нагрева и последующего охлаждения. Также мы можем увидеть мартенсит - микроструктура игольчатого (пластинчатого), а также реечного (пакетного) типа, обнаруженные в закалённых сплавах и в отдельных чистых металлах, которым свойственен полиморфизм. Мартенсит - фундаментальная структурная составляющая закалённой стали; изображает собой упорядоченный пересыщенный твёрдый раствор углерода в α-железе такой же концентрации, как у исходного аустенита. С превращением мартенсита при нагреве и охлаждении связан эффект памяти металлов и сплавов.

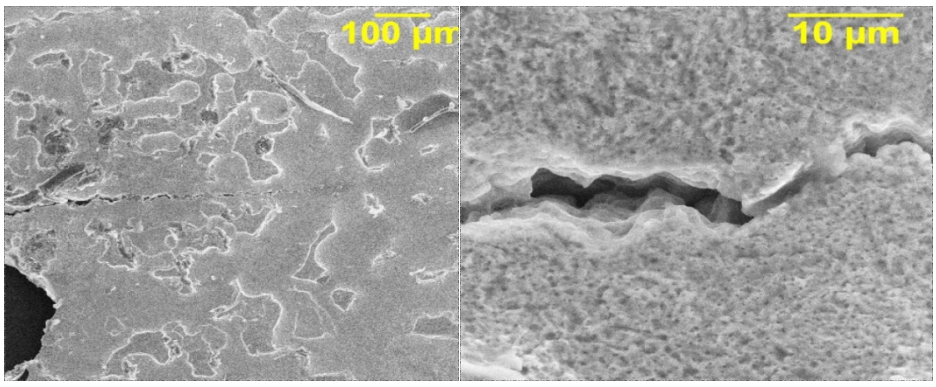


Рис. 4. Трещины вдоль доменов с увеличением в 1000 и 5000 раз

На рис. 5 видно, что микроструктура представляет совой равномерно расположенные зерна, с трудно различимыми границами места сварки и структурных доменов.

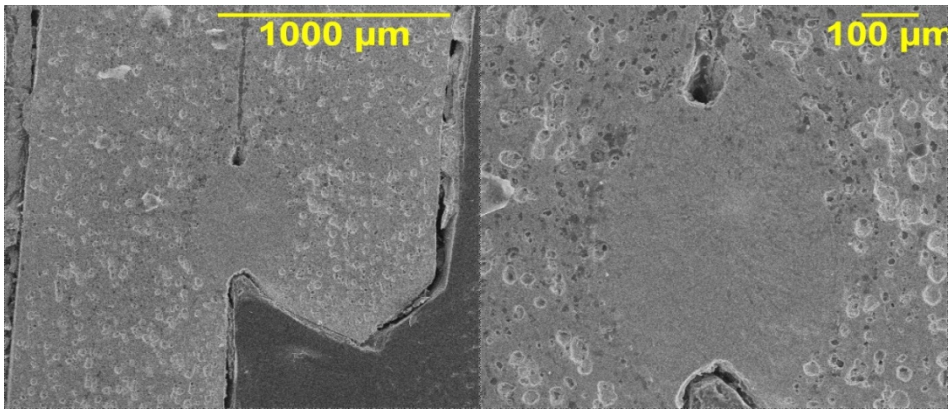
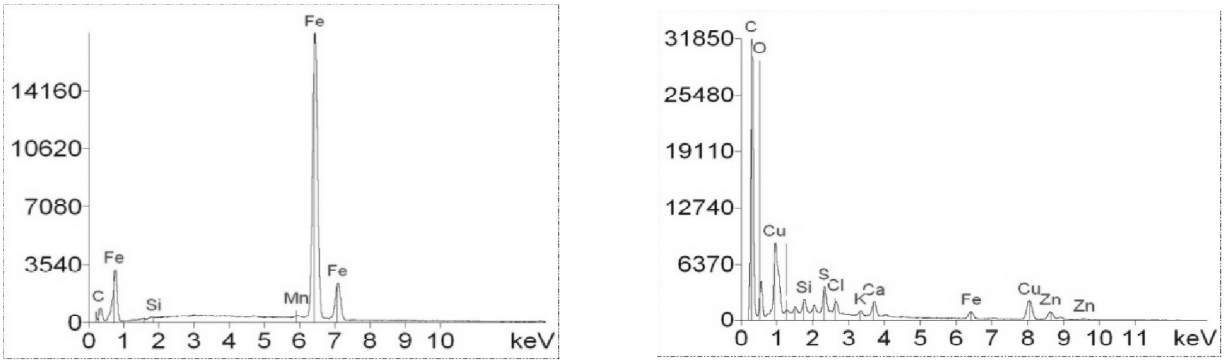


Рис. 5. Соединение витков с увеличением в 100 и 500 раз

Энергетический спектр электронов исходной ленты и сварного шва, полученного при лазерной сварке, показан на рисунке 6(а) и 6(б), соответственно. Из спектра (Рис. 6(б)) можно выявить явные пики интенсивности для химических элементов, входящих в состав стали 65Г: железа(Fe), углерода(C), меди(Cu), фосфора(P), кремния(Si), и серы(S). Наибольшему возбуждению электронов внешних оболочек подверглись атомы C, Cu, Fe, входящих в состав стали 65Г в соотношениях, соответственно: 0,7%; 0,2%; 97%.



а *б*

Рис. 6. ЭДРА поверхности стали 65Г металлической ленты (а) и места сварки (б)

Далее определяем микротвердость дорожки качения на установке ПМТ-3, которая измеряется по методу Виккерса, где используется четырехгранная алмазная пирамида с углом 136° между противоположными гранями. Составляем кривую микротвердости Стали 65Г, а также определяем значение микротвердости сварной точки и близлежайшей к ней зоне.

На рисунке 7 представлена гистограмма микротвердости Стали 65Г. Как показали экспериментальные данные, сварной шов обладает высоким значением микротвердости по сравнению с основой, а ближайшая к шву зона характеризуется несколько повышенной твердостью.

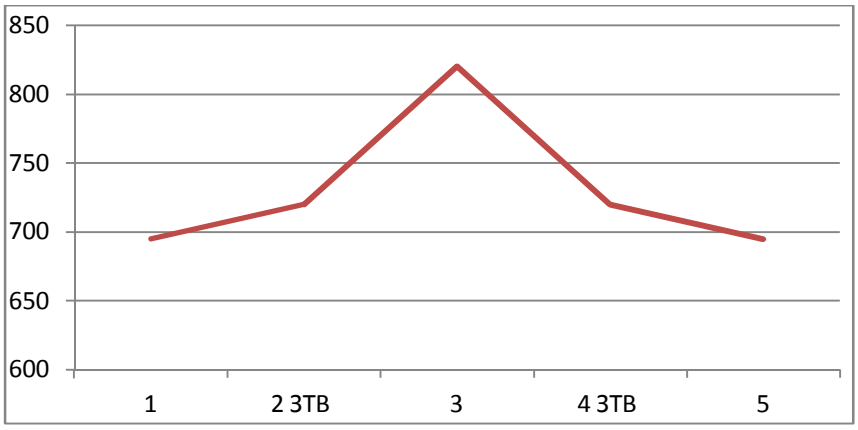


Рис.7. Гистограмма микротвердости стали 65Г:

1, 5 – основа стали, 2 ЗТВ – зона термического влияния с левойстороны шва;

3 – сварной от шва; 4 ЗТВ – зона термического влияния с правой стороны от шва

Из исследований установлено, что железо в этом металле имеет форму α-железо, следовательно, по определению у него ОЦК структура. Величина зерна имеет большое влияние на свойства стали. Мелкозернистая сталь при одинаковой прочности по сравнению с крупнозернистой более вязка, менее склонна к перегреву и даёт меньше дефектов при термообработке. На деталях больших сечений из крупнозернистой стали удаётся получить высокие механические свойства благодаря лучшей её прокаливаемости.

Литература

1. Бейзельман Р.Д., Цыпкин Б.В., Перель Л.Я. Подшипники качения. Справочник М., «Машиностроение», 1975. -572с.

2. Патент RU № 2440204, 20.01.2012 Установка для намотки тонкого проката в рулон / Общество с ограниченной ответственностью «Компания инновационного производства подшипников» (RU), Королев Альберт Викторович (RU), Аничкин Александр Николаевич (RU), Королев Александр Альбертович (RU)

3. Студопедия / [Электронный ресурс].- Режим доступа: URL: https://studopedia.ru/4_20541_tehnologicheskie-osobennosti-protsessa-lazernoy-svarki.html (дата обращения: 22.11.2018).

ТЕХНОЛОГИЯ ПОЛУЧЕНИЯ КАРКАСНЫХ ДЕТАЛЕЙ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА

А.В. Ребнев, С.Я. Пичхидзе

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Актуальными в настоящее время являются вопросы повышения надёжности и долговечности машин, приборов, установок, повышение их качества и эффективности работы, а следовательно, вопросы экономии материалов, борьбы с быстрым старением и износом деталей машин. Роль этих проблем в долговечности машин и механизмов, приборов и других особенно возросла в настоящее время, так как развитие большинства отраслей промышленности связано с повышением нагрузок, температур, агрессивности

сред, в которых работает деталь. Решение этих проблем прежде всего связано с применением других более совершенных материалов [1-2].

Литье под давлением является самым производительным способом изготовления тонкостенных деталей сложной конфигурации в серийном и массовом производстве. Процесс литья заключается в заливке расплавленного металла в камеру сжатия машины и последующем выталкивании его через литниковую систему в полость металлической формы, которая заполняется под давлением. Заполнение полости происходит при высокой скорости впуска металла, которая обеспечивает высокую кинетическую энергию, поступающего в форму металла [3-5].

Литьё под давлением образцов из Полиэтилена низкого давления и Полиамида ПА6 производилось при температурах 150 и 220 ^{o}C, при этом время застывания расплавленной массы в пресс-форме, для данных материалов составило 40 с.

Исследование твердости осуществлялось с помощью твердомера Шора (тип-А), используемого для измерения твёрдости резины и мягких пластмасс, по ГОСТ 263-75. Как видно из экспериментальных данных, представленных на рис. 1 и 2, образцы из Полиамида ПА 6 и Полиэтилена низкого давления имеют примерно одинаковую твердость.

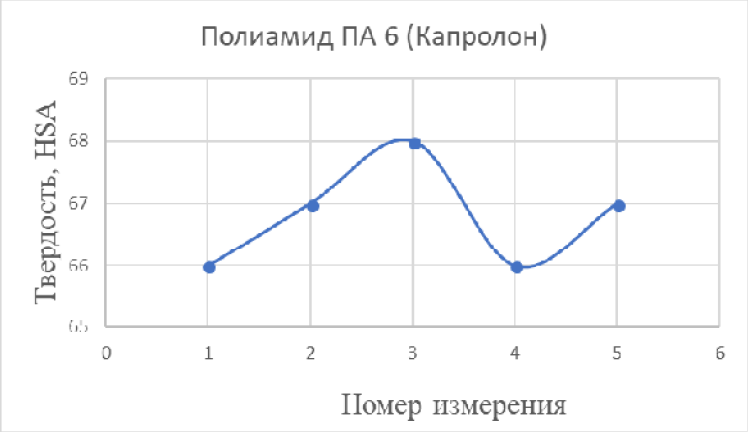


Рис. 1. Кривая микротвердости полиамида ПА 6

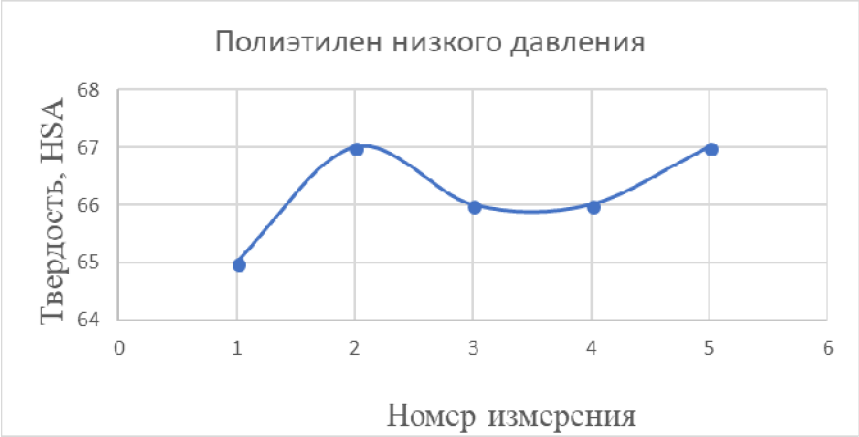


Рис. 2. Кривая микротвердости полиэтилена низкого давления

Исследование прочности образцов производилось на испытательной машине ИР 5082-100. Она предназначена для определения механических свойств различных образцов конструкционных материалов (металлы, сплавы, пластмассы, резины и др.) и изделий различного назначения при испытаниях на растяжение, сжатие и изгиб.

Таблица 1

Протокол испытания образцов на прочность

№	Метка образца	Длина, мм	Толщина, мм	Ширина, мм	Площадь поперечного сечения, мм	Плотность, кг/м^3	Модуль упругости Юнга, МПа	Относительное удлинение. %	Макс. Напряжение при растяжении, МПа	Макс. Нагрузка, кН
1	Поэтилен низкого давления	100	3	27	81	970	0,189	142	12,197	0,988
2	Поэти	111	3	26	78	970	0,344	56	20,36	1,588

	лен низкого давления									
3	Полиамид ПА 6	135	0,7	15	10,5	1140	11,512	33,5	175,238	1,840
4	Полиамид ПА 6	129	0,7	15	10,5	1140	10,835	45,5	183,047	1922

Исходя из данных таблицы 1 можно сделать вывод, что образцы изготовленные из Полиамида ПА 6 обладают большими показателями модуля упругости, и меньшим показателями относительного удлинения чем образцы из Полиэтилена низкого давления.

Выводы: Полиамид ПА 6 и Полиэтилен низкого давления имеют примерно одинаковую твердость, также образцы, изготовленные из Полиамида Па 6, менее подвержены растяжениям под действием нагрузки, чем образцы из Полиэтилена низкого давления. Также стоит отметить, что изделия из Полиамида ПА 6 в отличие от ПНД могут в течении нескольких лет находиться на открытом воздухе, под воздействием влаги, осадков, ультрафиолетового излучения и других агрессивных факторов, не потеряв при этом своих физико-химических, эксплуатационных технических характеристик. Отсюда следует, что полиамид ПА 6 можно использовать в качестве основного материала при изготовлении каркасных деталей.

Литература

1. Материаловедение: Учебник для студентов вузов. В.С. Кушнер, А.С. Верещака, А.Г. Скриладзе, Д.А. Нестеров, О.Ю. Бургонова.; под ред. В.С. Кушнера. Омск: Изд-во ОмГТУ, 2008. – 232 с.

2. Материаловедение: Учебник для высших технических учебных заведений. Б.Н. Арзамасов, И.И. Сидорин., Г.Ф. Косолапов. М.: Машиностроение, 1986. – 384 с.

3. Гини Э.Ч. Технология литейного производства: Специальные виды литья: учеб. для студ. высш. учеб. заведений /Э.Ч. Гини, А.М. Зарубин, В.А. Рыбкин, под ред. В.А. Рыбкина. – М. Академия, 2005 г. – 352 с.

4. Оссвальд Т., Тунг Л.-Ш., Грэманн П.Дж. Литье пластмасс под давлением – Санкт-Петербург: Профессия, 2006 г. – 750.с.

5. Мэллой Р.А. Конструирование пластмассовых изделий для литья под давлением / пер. с англ. яз. под. ред. В.А. Брагинского, Е.С. Цобкалло, Г.В. Комарова – СПб. Профессия, 2006 г. – 512 с.

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА С НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫМ ПОКРЫТИЕМ ВНУТРИКОСТНОЙ ЧАСТИ

К.А. Маслова, О.А. Маркелова

Научный руководитель: ассистент О.А Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Одной из задач тотального эндопротезирования суставов является создание прочных имплантационных конструкций наиболее близко повторяющих форму и размер естественных органов [1-3].

Особый интерес представляют эндопротезы коленного сустава. К общим недостаткам таких эндопротезов относится их недолговечность, не соответствие биомеханики сустава, наличие резьбовых соединений.

Для решения задачи улучшения конструкции эндопротеза коленного сустава, был проведен патентный обзор, на основании которого прототипом эндопротеза коленного сустава был выбран патент № 99107960 (рис.1).

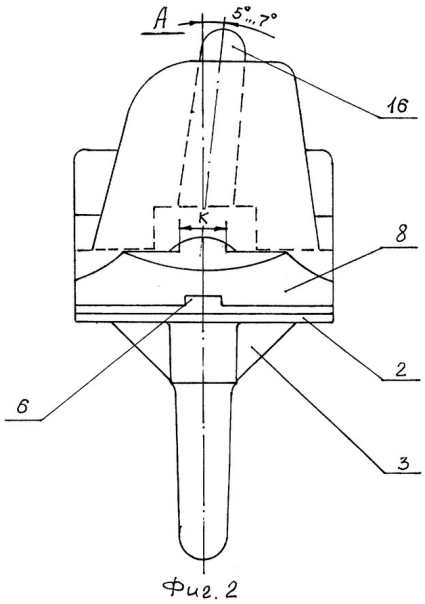


Рис. 1. Эндопропез коленного сустава патент № 99107960 (прототип)

К недостаткам эндопротеза относятся: несоответствие коленного сустава биомеханике его движения при сгибании, т.к. ось вращения бедренного компонента постоянно находится в одном и том же положении относительно кости; наличие резьбовых соединений, что может привести к самопроизвольному выкручиванию деталей; повышенный износ полиэтиленовой втулки из-за большой площади контакта с трущимися поверхностями (снизу и сверху); нанести на внутрикостную часть эндопротеза наноструктурированное покрытие [4].

Предлагается модернизировать конструкцию эндопротеза следующим образом: выбрать материал титан ВТ1-0, изменить конструкцию бедренного компонента, посредством изменения размера штифта.

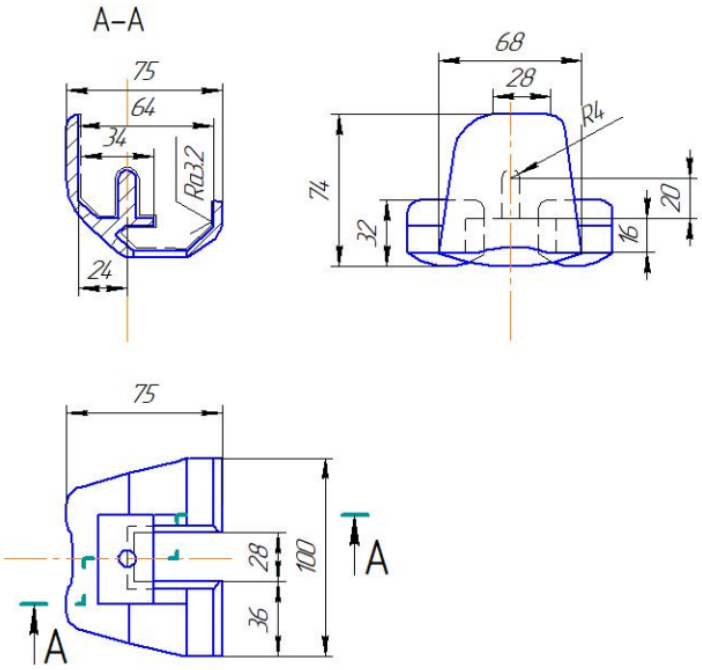


Рис. 2. Модернизированный бедренный компонент

Для данного изделия необходимо рассчитать максимальное напряжение, возникающее в бедренном компоненте (рис. 3).

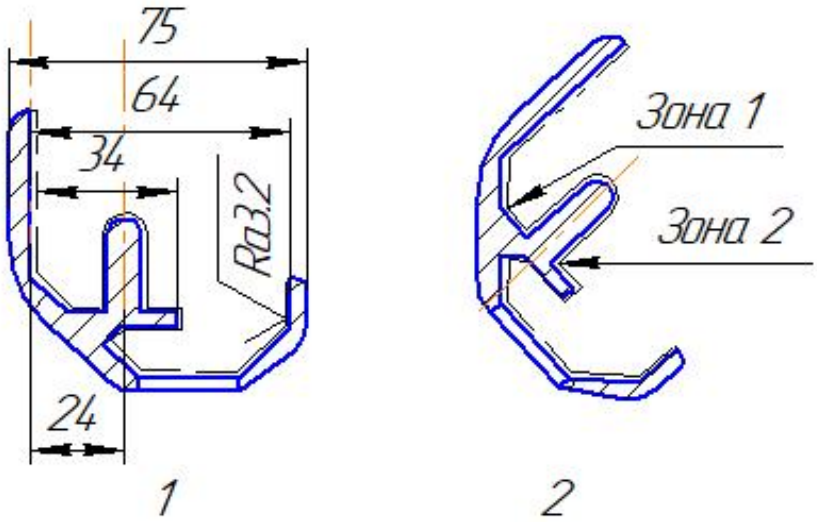


Рис. 3. Бедренный компонент: *1* – без угла; *2* – под углом 45°

Здесь проблемными являются две зоны (рис.3):

1) место прилива площадки крепления штифта;
2) место запрессовки штифта.

Максимальное напряжение рассчитывается по формуле 1

$$\sigma_{\max} = \frac{M_x}{W_x} \tag{1}$$

где M_x – крутящий момент; W_x - момент сопротивления сечения при изгибе.

Найдем максимальное напряжение для каждой зоны.

1) Первая зона имеет в сечении прямоугольник. Для расчета момента сопротивления имеем формулу 2

$$W_x = \frac{bh^2}{6} \tag{2}$$

$$W_x = \frac{4 \times 42^2}{6} = 1176 мм^3 \tag{3}$$

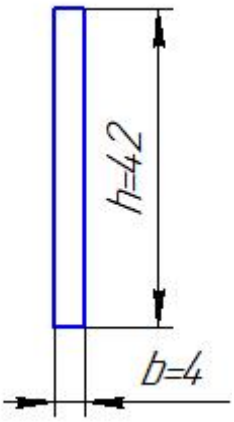


Рис. 4. Сечение первой зоны

Вес человека принимаем P= 70 кг x_1= 14 мм из чертежа КФНБ.2018.150064.005. Положение эндпротеза принимаем под углом 45°.

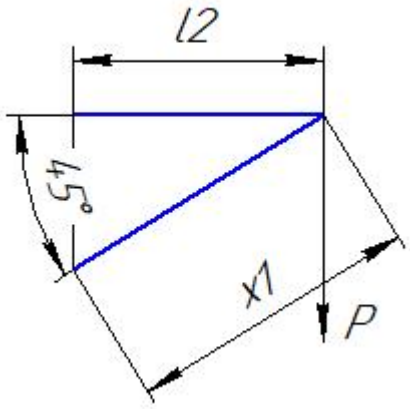


Рис. 5. Плечо и сила

Определим плечо по формуле

$$l_1 = \frac{x_1}{\sqrt{2}} \tag{4}$$

$$l_1 = \frac{14}{\sqrt{2}} = 9.899 \approx 10 мм \tag{5}$$

Крутящий момент определяем по формуле 6:

$$M_1 = P \times l_1 \tag{6}$$

$$M_1 = 70 \times 10 = 700 кг \cdot мм \tag{7}$$

Определим максимальное напряжение в первой зоне по формуле 8:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_1}{W_1} \tag{8}$$

$$\sigma_{\max 1} = \frac{700}{1176} = 0{,}595 кг/мм^2 \tag{9}$$

Для титана марки ВТ1-00 максимальное напряжение равно $\sigma_{\max} = 300 \div 450 МПа = 30 \div 45 кг/мм^2$ по ГОСТ 19807-91.

Тогда запас прочности для первой зоны $\frac{30}{0{,}595} = 50{,}42$ раз, то есть 50 кратный запас прочности.

2) Вторая зона имеет в сечении круг. Для расчета момента сопротивления воспользуемся формулой 10

$$W_x = \frac{\pi D^2}{32} \tag{10}$$

где D – диаметр круга.

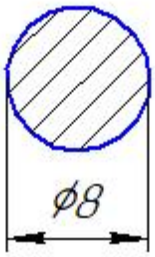


Рис. 6. Сечение второй зоны – круг

$$W_2 = \frac{\pi \times 8^2}{32} = 50{,}24 мм^3 \tag{10}$$

Из чертежа КФНБ.2018.150064.005берем размеры x_2= 20 мм. Вес человека принимаем Р= 70, угол 45°.

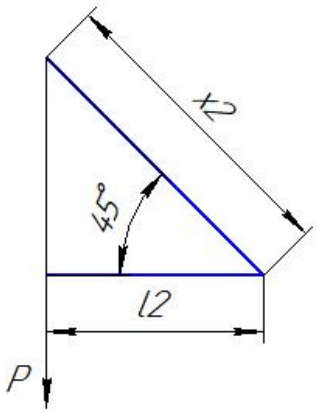


Рис. 7. Плечо и сила

Определим величину плеча по формуле 11:

$$l_1 = \frac{x_2}{\sqrt{2}} \tag{11}$$

$$l_1 = \frac{20}{\sqrt{2}} = 14{,}2 мм \quad (12)$$

Крутящий момент определяем по формуле 13:

$$M_2 = P \times l_{21} \quad (13)$$

$$M_1 = 70 \times 14{,}2 = 992{,}9 кг \cdot мм \quad (14)$$

Определим максимальное напряжение во второй зоне по формуле 15:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_2}{W_2} \quad (15)$$

$$\sigma_{\max 2} = \frac{998{,}9}{50{,}24} = 0{,}595 \, кг/мм^2 \quad (16)$$

Определим запас прочности для титана марки ВТ1-00:

$$\left.\begin{array}{l} \frac{30}{19{,}76} = 1{,}55 раз \\ \frac{45}{19{,}76} = 2{,}32 раз \end{array}\right\}$$ Запас прочности достаточен.

Литература

1. Таран В.М. Основы конструирования и технологии производства медицинской техники : учеб. пособие для студ., магистрантов, преподавателей высш. учеб. заведений / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Дударева ; Саратовский гос. техн. ун-т им. Гагарина Ю. А. - Саратов : СГТУ, 2017. - 653 с.

2. Проектирование технических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. – 294 с.

3. Основы проектирования технологического оборудования для обработки материалов и нанесения покрытий: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. – 232 с.

4. Comprehensive characterization of plasma-sprayed coatings based silver- and copper-substituted hydroxyapatite/ A.V. Lyasnikova, O.A. Markelova, O.A. Dudareva, V.N. Lyasnikov, A.P. Barabash, S.P. Shpinyak // Powder Metallurgy and Metal Ceramics, 2016. – Vol. 55(5-6). – P.328-333.

СТОМАТОФОБИЯ СРЕДИ СТУДЕНТОВ ВУЗОВ Г. САРАТОВА: ПРИЧИНЫ И ПРОФИЛАКТИКА

И.С. Морковская, М.Б. Ахмадалиева

Научный руководитель: к.м.н. Л.Н. Казакова

Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского, г. Саратов

В настоящее время заболевания полости рта занимают ведущее место по распространенности среди болезней человека, а стоматологическая помощь является одним из массовых видов медицинского обслуживания [1].

Отказ от визита к стоматологу является одной из наиболее распространенных ситуаций, которая может привести к различным осложнениям, из-за длительного отсутствия контроля за состоянием полости рта врачом-стоматологом, что подразумевает более сложное лечение и высокую стоимость [2-4].

Проведено множество исследований о стоматофобии у пациентов детского возраста. Но для нас, студентов, вызывает интерес причины возникновения и методы профилактики данной фобии у учащихся ВУЗов.

Была поставлена цель сформулировать особенности стоматологического приёма у пациентов со стоматофобией, для реализации которой необходимо решить следующие задачи: определить, что такое стоматофобия, выявить её распространенность у студентов, сформулировать причины и методы профилактики данной боязни по мнению исследуемой группы.

При изучении обозначенной темы нами проведено анонимное анкетирование 102 учащихся ВУЗов г. Саратова (СГМУ, СГЮА, СГУ, СГТУ, СГСЭУ), проанализировано 8 статей из электронной библиотеки elibrary.ru.

Стоматологическая помощь в 21 веке стала оказываться на более высоком уровне. Это связано с внедрением новых наукоемких технологий и оборудования, использованием современных медикаментов. Также особое внимание уделяется психоэмоциональному состоянию пациента. Это помогает бороться с болью на приеме у стоматолога. Однако одной из проблем остается донесение до населения информации о новых технологиях обезболивания. А, как показало наше исследование, 28,43% респондентов не знают о существовании таких методов, поэтому мысли о посещении стоматолога до сих пор у многих вызывают отрицательные эмоции.

Одной из причин этого является стоматофобия (дентофобия, одонтофобия) – стойкий страх стоматологического приёма. Как термин слово дентофобия известно совсем недавно – с середины прошлого века [4], но фобия возникла с первыми посещениями зубных врачей.

Выявлено, что 25,49% студентов боятся ходить на прием к врачу-стоматологу, причем половина из них впервые почувствовала страх в детстве. Установлено, что отсутствие социализации ребенка к роли пациента стоматологической клиники имело существенное значение в проявлении признаков стоматофобии на первом приеме [5], а все участники нашего исследования получают развитие в разных областях и это дает положительные результаты в устранении изучаемой проблемы.

У опрошенных студентов были выявлены следующие причины фобии (диаграмма №1): боль – 41,18% (если первое посещение стоматолога связано с болью, то отрицательное отношению к лечению зубов формируется на всю жизнь [6]); финансовые затраты – 24,5% (пациенты, не зная стоимость лечения, боятся, что им выставят счет на большую сумму, чем они рассчитывали [7]); звуки стоматологической установки – 11,76%; непрофессионализм лечащего врача – 2%.



Диаграмма №1. Причины стоматофобии у студентов

Также мы выявили, что 32,35% студентов обращаются к специалистам стоматологического профиля лишь после возникновении острой боли и более тяжелых патологий.

После оценки данных проведенного анкетирования были даны следующие рекомендации по методам устранения психоэмоционального напряжения, возникающего при оказании стоматологической помощи (диаграмма №2). А 9,8% опрошенных предложили альтернативные варианты: использовать профессиональные навыки общения для отвлечения от лечебного процесса во избежание возникающей тревоги и дискомфорта. Врач-стоматолог должен получать не только профессиональное развитие, но и обладать качествами психолога [8]; выключение сознания у пациента на время выполнения манипуляций.

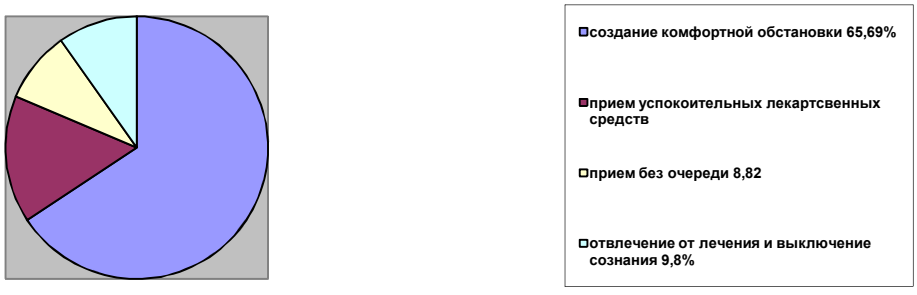


Диаграмма №2. Методы профилактики стоматофобии у студентов

На основании вышеизложенного, мы пришли к следующим выводам:

1. Стоматофобия (дентофобия, одонтофобия) – это фобия перед стоматологическим вмешательством, а также самой личностью врача-стоматолога и всем стоматологическим оборудованием.

2. Наличие психоэмоционального напряжения от стоматологического приёма выявлено у 25,49% студентов ВУЗов г. Саратова.

3. Основной причиной дентофобии является боль. В качестве методов профилактики данной фобии были предложены следующие варианты решения данной проблемы: создание комфортной обстановки, прием успокоительных перед посещением, приём без очереди и владение профессиональными навыками общения на уровне «пациент – врач».

Литература

1. Каплан З.М. Медико-социальные основы формирования стоматологического здоровья молодёжи: автореф. дис. … кандидата медицинских наук. Москва, 2007. 28 с.

2. Бадертдинов И.И., Горячев Н.А., Горячев Д.Н. Причины развития одонтофобии и способы ее коррекции на стоматологическом приеме / Актуальные вопросы стоматологии: Сборник научных трудов, посвященный основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ профессору Исааку Михайловичу Оксману. Казань, 2018. С. 24-29.

3. Турусова Е.В., Булкина Н.В. Параметры качества жизни стоматологических пациентов различных психотипов/ Саратовский научно-медицинский журнал. 2016. Т. 12. № 1. С. 49-51.

4. Leutgeb V, Schöngassner F, Schienle A. Electrocortical effects of directing attention during visual exposure in dentophobia / Int J Psychophysiol. 2014 Aug;93(2):235-41. doi:10.1016/j.ijpsycho.2014.05.003 Epub 2014 May13.

5. Айер У. Психология в стоматологической практике / СПб.: Питер, 2008. 224 с.

6. Власова Д.С. Стоматофобия как социальная проблема (факторы формирования и возможности профилактики): автореф. дис. ... кандидата медицинских наук. Волгоград, 2012. 23 с.

7. Лепилин А.В., Суетенков Д.Е., Казакова Л.Н. Психоэмоциональное напряжение как основа дентофобии и причина развития стресса / Стоматология детского возраста и профилактика. 2004, № 3-4. Т. 3. С. 28-30.

8. Рыжова Е.А., Петрова А.П. Формирование долгосрочных позитивных отношений врача-стоматолога и пациента / Дентал Юг. 2010. №5. С. 56**.**

9. Кривенцева Т.Н., Татаринцева Е.С., Петрова А.П., Турусова Е.В. Образ идеального врача-стоматолога / Международный студенческий вестник. 2018, № 4-1. С. 156-158.

ИЗУЧЕНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ УДАЛЕНИЯ ПЛОМБ ИЗ АМАЛЬГАМЫ

Е.В. Турусова, Э.М-Б. Хаджиева, Е.А. Москаленко
Научный руководитель: к.м.н., ассистент А.П. Петрова

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Актуальность: Основной целью современной стоматологии является не только высокоэстетичное, но и безопасное лечение. Поэтому к методикам и материалам, применяемым в стоматологии, с каждым годом предъявляются более высокие требования. Одним из стоматологических материалов, широко используемым в российской стоматологии, является амальгама, среди компонентов которой фигурирует ртуть. Несмотря на то, что на настоящий момент в России, в отличие от стран Запада, амальгамы применяются крайне редко, но остается большой процент пациентов, имеющих амальгамовые

пломбы в полости рта, поэтому очень остро стоит вопрос о безопасности нахождения данных пломб в организме, а также о безопасности врачей и пациентов во время их удаления.

Цель: изучить актуальность протокола S.M.A.R.T.

Задачи:

1. изучить воздействие компонентов, входящих в состав амальгамовых пломб, на здоровье людей;
2. рассмотреть протокол удаления пломб из амальгамы;
3. выявить информированность стоматологов России и Запада о влиянии амальгамовых пломб на здоровье людей и методике их удаления.

Материалы и методы: Были изучены зарубежные и отечественные научные статьи, сайты и диссертации. Проведен опрос десяти врачей - стоматологов России, пяти врачей в Германии, трех врачей в США и трех врачей в Швеции.

Результаты и обсуждение: Амальгама - это пломбировочный материал, получивший свое наибольшее распространения в 1970-90х годах[1-4]. В состав данной пломбы входят: 1)Порошок - содержит частички металла, состоящие из: Ag – не менее 65%; Sn – не более 29%; Cu – 6%; Zn – 2%; 2)Жидкость – ртуть Hg 50%. Серебро и олово придают амальгамной пломбе пластичной и прочность, медь увеличивает краевое прилегание пломбы. Различают амальгамы с γ2 – фазой, амальгамы, лишенные γ2 – фазы. 1) AgSn + 4Hq-Ag3Hg4 + Sn; 2)Sn +Hg= SnHg. γ2 фаза снижает прочность пломбы и ухудшает ее коррозионную устойчивость.

Ряд исследователей, таких как J. E. Patterson (1985) , F. L. Lorscheider (1995), H. L. Needleman (2006), говорят о негативном влиянии ртути, входящей в состав амальгамовых пломб. Воздействие ртути происходит несколькими способами: посредством вдыхания паров ртути, выделяющейся из амальгамы, нагревающейся в полости рта при приеме горячей пищи; частицы амальгамы,

образующиеся при механическом воздействии на пломбы при жевании или в момент их удаления, могут попасть в ткани пациента; слюна с элементами коррозии амальгамовых пломб попадает внутрь организма [5-7] .

Министерство здравоохранения Канады (1996 год) рекомендовало избегать использования зубной амальгамы гиперчувствительным лицам или людям с нарушениями функции почек, детям и беременным женщинам [8]. Министерство Здравоохранения Германии (1997 год) и Комиссия Европейского Союза (2008 год) также заявили, что восстановление зубных амальгамных пломб не должно проводиться для этих групп людей, которые являются гиперчувствительными [9, 10], имеют нарушения функции или относятся к другим специальным категориям (LSRO, 2004) [11].

IAOMT (Международная Академия медицины полости рта и токсикологии) продвигает безртутную стоматологию посредством исследований, разработок, практики. Т.к. наиболее частый способ удаления пломбы - её сверление, то в связи с этим при нагревании пломбы происходит высвобождение паров ртути, которые могут поступить в организм не только врача-стоматолога, но и всего медицинского персонала, и даже пациента. Норма концентрации ртути в воздухе составляет 0,0003 мг/м3. При сверлении амальгамной пломбы выделяется 10-15 мг, что создают концентрацию ртути в воздухе, во много раз превышающей норму [12].

На основе современных научных исследований, IAOMT разработала строгие рекомендации по удалению существующих зубных амальгамных пломб (S.M.A.R.T.), чтобы помочь в снижении потенциальных отрицательных результатов воздействия ртути на здоровье пациентов, стоматологических специалистов, стоматологических студентов, и других.

Опрос врачей-стоматологов России, Германии, США и Швеции показал, что 1) 10 из 10 врачей-стоматологов в России удаляют амальгамную пломбу путем ее сверления, не соблюдают повышенных мер безопасности и не

знакомы с протоколом безопасного удаления амальгамных пломб. После ознакомления врачей с данным протоколом ситуация не изменилась, т.к. стоматологи не считают амальгамную пломбу особо опасной. 2) 4 из 5 врачей-стоматологов в Германии удаляют амальгамную пломбу с повышенными мерами безопасности, ознакомлены с протоколом безопасного удаления амальгамных пломб, но не все пункты соблюдаются. 3) 3 из 3 врачей-стоматологов в США пользуются протоколом безопасного удаления амальгамных пломб, в связи с высоким спросом данной пломбы, т.к. лечение данным пломбировочным материалам входит в медицинское страхование данной страны. 4) 2 из 3 врачей в Швеции пользуются протоколом безопасного удаления амальгамной пломбы, с учетом всех подпунктов. Данная процедура проводится строго в специально оснащенных медицинских учреждениях. С 2007 года введен запрет на постановку амальгамных пломб

Выводы:

1. Амальгамные пломбы имеют высокую степень опасности для организма пациента и врача-стоматолога, в связи с выделением паров ртути. Особенно высокая концентрация паров ртути (во много раз превышающая норму) создается при сверлении амальгамной пломбы

2. Протокол безопасного удаления амальгамных пломб S.M.A.R.T. актуален, в связи с высоким риском интоксикации организма пациента, врача-стоматолога и медицинского персонала парами ртути, обильно выделяемыми амальгамной пломбой при ее удалении.

3. Врачи-стоматологи в России не знакомы с протоколом S.M.A.R.T., и не осведомлены с риском опасности при удалении амальгамных пломб(100%). В это же время врачи-стоматологи США (100%), Германии (80%), и Швеции (66%) понимают степень опасности амальгам и удаляют данные пломбы в соответствии с пунктами протокола S.M.A.R.T.

Литература

1. Макеева И.М., Козлов С.В., Загорский В.А. Основы стоматологии // Москва Бином 2014 С. 237

2. Каливраджиян Э.С.,Брагин Е.А.,Абакаров С.И., Жолудев С.Е. Стоматологическое материаловедение // Москва Медицинское информационное агенство 2014 С.29

3. Максимовский Ю.М., Гринин В.М., Горбов С.И., Карагодин Ю.А. Биосовместимость сплавов, используемых в стоматологии. // Стоматология Медиа-Сфера 2000 С.73

4. Суетенков Д.Е., Петрова А.П., Зобнин К.Ю., Жевак Т.Н. Регенеративная медицина и стоматология (обзор)/ Сеченовский вестник. 2017. № 1 (27). С. 4-9.

5. F. L. Lorscheider, M. J. Vimy, and A. O. Summers, “Mercury exposure from “silver” tooth firings: emerging evidence questions a traditional dental paradigm,” The FASEB Journal, vol. 9, no. 7, pp. 504–508, 1995.

6. J. E. Patterson, B. G. Weissberg, and P. J. Dennison, “Mercury in human breath from dental amalgams,” Bulletin of Environmental Contamination and Toxicology, vol. 34, no. 4, pp. 459–468, 1985.

7. H. L. Needleman, “Mercury in dental amalgam–a neurotoxic risk?” Journal of the American Medical Association, vol. 295, no. 15, pp. 1835–1836, 2006.

8. Health Canada, “The safety of dental amalgam,” 2011

9. German Ministry of Health, Consensus statement on “restorative materials in dentistry”, 1997.

10. European Commission. SCENIHR (Scientific Committee on Emerging and Newly-Identified Health Risks), “Scientific opinion on the safety of dental amalgam and alternative dental restoration materials for patients and users,” 2008

11. Life Sciences Research Organization (LSRO), Report on Health Effects of Mercury from Dental Amalgam, 2004.

12. https://iaomt.org

ПРИМЕНЕНИЕ ПЛАЗМОЛИФТИНГА В СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

А.И. Магомедов

Научный руководитель: Н.В. Давыдова

Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского, г. Саратов

Актуальность. Современная стоматология не стоит на месте, так в наше время стоматология имеет высокий рост развития по сравнению с другими областями медицинской сферы. Так об одном из относительно современных методов в стоматологии, будет идти речь в данной статье. По данным ВОЗ в мире до 80% населения страдают заболеваниями пародонта, а основное направление в применение плазмолифтинга как раз таки заболевания пародонта. Плазмолифтинг – это метод стимуляции регенерации тканей путем местного введения инъекционной формы тромбоцитами аутоплазмы, когда используется венозная кровь самого пациента. (ТАП – Тромбоцитарная аутоплазма). С использованием для этих целей аутоплазмы, методика получила название Плазмолифтинг. Данная процедура является естественным процессом восстановления тканей пародонта.

Цель: Изучить применение плазмолифтинга в стоматологической практике.

Задачи:

1) исследовать основные направление применения плазмолифтинга в стоматологии.

2) описать эффект плазмолифтинга.

3) рассказать этапы плазмолифтинга.

4) узнать о применении данной процедуры в городе Саратов.

Материалы и методы. Был проведен анализ научной литературы: 4-и научных статей, 3-х научных журналов. Также провели опрос десяти клиник Саратова на наличие в них технологии плазмолифтинг.

Результаты и обсуждения. Плазмолифтинг– это методика, которая представляет собой возможность лечить заболевания пародонта, устраняет подвижность зубов, снимает кровоточивость и воспаление десен, ускоряет заживление лунок, после удаления зубов, устраняет неприятный запах изо рта и восстанавливает функцию жевания [1]. В 2003 году представителями Казанской школы медицины Р. Ахмеровым и Р. Зарудием была изобретена и впервые использована жидкая форма ТАП для лечения возрастных изменений кожи лица, из этого следует, что в стоматологию процедура плазмолифтинг пришла из косметологии. «Плазмолифинг-ТМ»- метод активизации регенеративных процессов за счет собственной аутоплазмы. Этот метод открывает новые возможности для стоматологов в лечении заболеваний пародонта, сдерживания процессов прогрессирования данной патологии, для стимуляции процессов регенерации тканей при любых челюстно-лицевых и костно-пластических операциях [2]. В стоматологии метод плазмолифтинга используется как при заболеваниях мягких тканей, так и при заболеваниях тканей пародонта, а также в практике хирургической, ортопедической стоматологии. Показаниями к применению являются: гингивит, пародонтит, операции направленной тканевой регенерации, контрактуры, удаление зуба, ожоги, рубцы, травмы, цистэктомия, имплантация, синус лифтинг, контурная пластика альвеолярного отростка, костная пластика, замещение дефектов, улучшает приживаемость имплантатов [3,4]. Аутоплазма ускоряет естественные механизмы восстановления ран за счет содержащихся в тромбоцитных факторов роста: трансформирующего

фактора роста, тромбоцитарного фактора роста, фактора роста эпителия, фактора роста эндотелия сосудов [2]. Индуцируя все этапы естественных процессов регенерации синхронно и действуя на них синергически, ТАП является простым и безопасным естественным «инструментом», ускоряющим регенеративные процессы как в мягких тканях, так и в костной пластике [4]. Немаловажным фактором является то, что плазмолифтинг имеет значительные преимущества: простота применения для пациента; отсутствие периода восстановления после данной процедуры; нет токсического действия на организм, процедура естественная; минимальный риск побочных эффектов; отсутствие аллергической реакции, возможность совмещения с иными видами терапии, минимум противопоказаний [5]. Методика получения и использования нативной плазмы ТАП достаточно проста. У пациента получают кровь в оригинальную пробирку с разделительным гелем – 8, 5 мл. Далее эту пробирку помещают в центрифугу и по специальному протоколу производят центрифугирование. Отделенную в пробирке ТАП забирают в шприц и делают инъекции в зоны поражения – по переходной складке, маргинальную десну и десневые сосочки. Получаемой из одной пробирки ТАП хватает на одну челюсть. Данная технология особенно перспективна в пародонтологии, где важно стимулировать костную ткань [6, 10]. Стоит отметить, что для процедуры плазмолифтинг, кровь пациента должна быть здоровой, Также нами было проведено исследование о распространенности применения данной процедуры в городе Саратов. Только одна из десяти опрошенных стоматологических клиник использует систему плазмолифтинг. В Саратове ее применяют в клинике по следующим показаниям: укрепление тканей пародонта, улучшения приживления зубных имплантов, снятие кровоточивости десен, заживления лунки после удаления зуба, характеризующееся обильным кровотечением из лунки, а также при неприятном запахе изо рта. На основании этого исследования мы сделали вывод что плазмолифтинг не пользуется

спросом в данном регионе, так как только одна частная клиника из десяти опрошенных применяет данный метод. Также хотелось бы отметить тот факт, что пациенты стоматологических клиник пришедшие на прием, не знают о процедуре плазмолифтинг в стоматологии, из этого следует что пациенты стоматологических клиник мало информированы о новациях в стоматологической деятельности.

Выводы.

1) Плазмолифтинг не имеет аллергической реакции. Данная процедура полностью безопасна и риски сведены к минимуму.

2) Плазмолифтинг в применении не имеетслоностей. Аутоплазма, ускоряет естественные механизмы регенерации и заживления ран за счет содержащихся в тромбоцитах факторов роста**.**

3) Данный метод является перспективным направлением в стоматологической сфере и возможно применение во всех областях стоматологии.

4) В городе Саратов процедура плазмолифтинг не распространена, ведь только в 10% случаях из 100% опрошенных клиник применяет данную процедуру в стоматологии.

Литература

1. Мазлоева В.Г. Мазлоева М.Г. Хетагуров С.К. Опыт применения плазмолифтинга в стоматологии.2013 С. 223-229.

2. Гуляева О.А. Возможности применения тромбоцитарной аутологичной плазмы в стоматологии. 2016 С. 56-61.

3. Ахметова А. Р., Аверьянов С. В., Усманов Х. М., Кархолев И. К Использование Тромбоцитарной Аутоплазмы в стоматологии. 2017

4. Турусова Е.В., Булкина Н.В., Голомазова Е.А., Мелешина О.В., Иванова С.В. Зависимость качества жизни пациентов от тяжести течения

заболеваний полости рта:оптимизация подходов к лечению/ Саратовский научно-медицинский журнал. 2011. Т. 7. № 1. С. 135-138.

5. Platelet-rich plasma (PRP) in dental and oral surgery: from the wound healing to bone regeneration. Antonino Albanese,corresponding author1 Maria E Licata,1 Bianca Polizzi, and Giuseppina Campisi.2013 С.51-55.

6. Célio-Mariano R, Morais de Melo W, Carneiro-Avelino C. Comparative radiographic evaluation of alveolar bone healing associated with autologous platelet-rich plasma after impacted mandibular third molar surgery. J Oral Maxillofac Surg.; 2012 С.19–24.

7. Тромбоцитарная Аутоплазма в стоматологии Соловьева А.А., Харькина Т.А., Рябых Л.А. Башкирский ГМУ Минздрава Россия. 2018

8. Аспекты Тераностики в Стоматологии Донских Д.А., Карпович Е.А., Петрова А.П., Турусова Е.В. Международный студенческий научный вестник. 2018. № 4-1. С. 137-139

9. Регенеративная Медицина и Стоматология (Обзор) Суетенков Д.Е., Петрова А.П., Зобнин К.Ю., Жевак Т.Н. Сеченовский вестник. 2017. № 1 (27). С. 4-9

10. Казакова Л.Н., Егорова А.В., Махонова Е.В. Качественный состав микробных ассоциаций пи гингивитах различной степени выраженности/ Академический журнал Западной Сибири. 2014. Т. 10. № 1 (50). С. 56.

ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА СРОК СЛУЖБЫ СВЕТООТВЕРЖДАЕМЫХ КОМПОЗИЦИОННЫХ РЕСТАВРАЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ

О.С. Букина, Е.А. Плешакова

Научные руководители: к.м.н. П.А. Петрова,

ассистент Е.В. Турусова

Саратовский государственный медицинский университет
имени В.И. Разумовского, г. Саратов

В терапевтической стоматологии светоотверждаемые композиционные реставрационные материалы в настоящее время являются основными материалами, используемыми для реставрации зубов. Все стремления к улучшению свойств композитов направлены на совершенствование их физических свойств, что незамедлительно приводит к увеличению эстетических параметров реставрации, делая реставрированный зуб максимально приближенным к натуральному, а пломбу заметной только для специалистов [1]. Поэтому врачу необходимо обращать внимание и учитывать факторы, оказывающие влияние на долговечность и эстетические свойства пломбировочного материала.

Цель: изучить факторы, влияющие на срок службы светоотверждаемых композиционных реставрационных материалов.

Задачи:

1. Выявить факторы, влияющие на долговечность и эстетичность композитных реставраций.

2. Воссоздать in vitro модель воздействия красителей на композитные реставрации.

3. Оценить степень влияния различных факторов на эстетику пломб.

Материалы и методы. Был проведён анализ научных статей, медицинских книг, научной литературы, а так же произведено клиническое исследование.

В нашем исследовании мы использовали методику in vitro: взяли три удалённых фронтальных зуба и произвели реставрацию с помощью фотополимерного гибридного композита Competence universal («WP dental», Германия). Реставрация на первом зубе не была финишно обработана, на

втором зубе была зашлифована с использованием немецких боров с зелёной и синей маркировкой(«KNTI - Kahla GmbH Rotary Dental Instruments», Германия), тогда как на третьем зубе была зашлифована с использованием немецких боров с зелёной и синей маркировкой(«KNTI-Kahla GmbH Rotary Dental Instruments», Германия), а так же заполирована с использованием набора шлифовальных дисков четырехдисперсной абразивности (ООО»ТОР ВМ», Россия). Все три фронтальных зуба после окончания работы были помещены в стакан с чаем на 15, 30 и 45 минут. После истечения времени зубы извлекались из стакана, и оценивался результат.

Результаты. Основными факторами, оказывающим влияние на долговечность светоотверждаемых композиционных материалов, являются [2,5]:

1. Правильный выбор адгезивной системы. Наиболее часто в современных стоматологических клиниках применяются адгезивные системы 4,5,6,7 поколений. Рядом авторов было доказано, что трехкомпонентные адгезивные системы 4-го поколения обеспечивают максимальное прикрепление пломбировочного материала к дентину и эмали. К их недостаткам относятся: сложность в работе и высокая чувствительность вследствие нарушения этапов работы [7]. Адгезивные системы 5-го поколения, применяющиеся в два этапа, имеют свои преимущества: удобство в работе, меньшее время и количество этапов работы, совместимость со всеми светоотверждаемыми материалами. Возникают некоторые сложности, в связи с тем, что их адгезия к эмали превышает силу сцепления с дентином, а иногда приводит к отрыву реставрации от дентина [7, 8]. Адгезивные системы 6-го и 7-го поколения уменьшают риск технической ошибки, так как являются самопротравливающими [4]. Однако, они в недостаточной степени протравливают эмаль, а также могут протравливать дентин, даже после полимеризации.

2. Качество финишной обработки реставрации. Полировочные системы используются последовательно от более абразивных к менее абразивным [6]. При помощи них удаляется самый верхний слой материала, который содержит кислород. Этот слой составляет примерно 0,01 мм, впитывает красящие вещества и окрашивает пломбу[11].

3. Продукты и напитки, оказывающие влияние на изменение цвета пломбировочного материала. Танины, содержащиеся в чёрном чае, могут придать реставрации желтоватый оттенок. Это значит, что имеется прямая зависимость между качеством полировки и длительностью окрашивания [3, 10, 11].

Анализ результатов исследования in vitro показал:

1. Финишно необработанная композитная реставрация окрасилась полностью уже через 15 минут. По истечению 45 минут цвет окрашивания усилился.

2. На зашлифованном борами с зеленой и синей маркировкой зубе окрасилась граница эмаль – композит через 30 минут. Спустя еще 15 минут цвет границы стал ярче.

3. Качественно заполированная реставрация не изменила цвет ни через 15, ни через 30, ни через 45 минут.

На основании вышеизложенного, мы пришли к следующим выводам:

1. Основными факторами, влияющими на долговечность и эстетичность композитных реставраций являются: попадание слюны на реставрируемую поверхность, правильный выбор адгезивной системы, качество финишной обработки реставрации, продукты и напитки, оказывающие влияние на изменение цвета пломбировочного материала.

2. В созданной in vitro модели доказано влияние факторов внешней среды на реставрации.

3. На эстетику пломб влияют как индивидуальные особенности пациентов, так и технологические аспекты. Наиболее оптимальной для сохранения реставрации является её финишная полировка.

Литература

1. Адгезивные технологии в эстетической стоматологии / под ред. Ж. Ф. Руле, Г. Ванхарле; пер. с англ. М.: МЕД-пресс информ, 2010. – 200 с.

2. Багинский А.Л. Изучение влияния различных средств и предметов гигиены полости рта на эстетические реставрации зубов // А.Л. Багинский, В.В.Алямовский/ Труды Всеросс. науч.-практ. конф. Сибирский стоматологический форум. – Красноярск,2010. –С. 9–13.

3. Дмитриева Л. А. Современные пломбировочные материалы и лекарственные препараты в терапевтической стоматологии: Практическое руководство / Л. А. Дмитриева. М. : Мед.информ. агентство, 2016. – 456 с.

4. Костин К. Использование цифровых инструментов при изготовлении одиночной реставрации в эстетически значимой зоне // Эстетическая стоматология. – 2016. – № 1–2. – С. 108–111.

5. Лебедева Е. В. Клинико-лабораторное обоснование влияния гигиены полости рта на клиническое состояние пломб из композитов : автореф. дис. . канд. мед. наук / Е. В. Лебедева. Красноярск, 2014. – 34 с.

6. Луцкая И. К. Эстетическая стоматология / И. К. Луцкая. Минск: Бел.наука. 2017. – 246 с.

7. Остролоповская О. В., Анохина А. В., Рувинская Г. Р. Современные адгезивные системы в клинической стоматологии // Практическая медицина. – 2013. – Сентябрь (72). – С. 15–20.

8. Остолоповская О. В., Анохина А. В., Рувинская Г. Р. Проблемы применения адгезивных систем в практике врача-стоматолога на основании

анализа современных публикаций // Современные проблемы науки и образования. – 2014. – № 6. – С. 13–18.

9. Практическая терапевтическая стоматология: учеб. пособие: в 3 т. / под ред. А. И. Николаева, Л. М. Цепова. – 10-е изд., перераб. – М.: МЕДпресс-информ, 2018. – 624 с.

10. Семикозов О. В. Клинический взгляд на самопротравливающие адгезивы // Проблемы стоматологии – 2010. – № 4. – С. 12–15.

11. Эстетические аспекты восстановительной стоматологии / В. Н. Шабанов, А. П. Педорец, О. В. Шабанов и др.. Элиста: Джангар, 2010. – 111 с.

ПРИМЕНЕНИЕ 3D-ПРИНТЕРОВ В МЕДИЦИНЕ

С.Р. Легкова, А.А. Воловикова

Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

С появлением 3D-технологий всё кардинально поменялось. Почти в каждой отрасли жизнедеятельности произошли весомые положительные сдвиги. Медицина не стала исключением. 3D-принтер открывает в медицине неограниченные возможности и даже больше. При помощи 3D-печати врачи спасают жизнь или делают её комфортной.

Какими же достоинствами и недостатками обладают протезы, напечатанные с помощью 3D-технологии, рассмотрим в этой статье. Высокая скорость изготовления, является основным достоинством 3D-печати. Стандартное изготовление протезов отнимает у пациента огромное количество времени, которого у него может и не быть. Печать протезов же происходит

довольно быстро. Такие протезы имеют малый вес, что позволяет подвергать их изменениям в ту или иную сторону. Это зависит от степени пористости протезов, которые изготавливают из титана. Немаловажной особенностью является пористая структура, которая способствует более быстрому обрастанию протезов живыми тканями.

Благодаря технологиям трёхмерной печати врачи могут успешно устранять проблемы с межпозвоночными дисками, которые могут появиться из-за активных занятий спортом или по причине возникновения опухоли спинного мозга. Для изготовления позвонков используются материалы, обладающие пористой структурой, поэтому готовые быстро зарастают костной тканью и превращаются в полноценную часть тела.

Единственным недостатком такого метода лечения является довольно длительный реабилитационный период.

Напечатанные на 3D-принтере импланты и протезы всё чаще применяются при операциях на ключицах, лопатках, тазобедренных костях и т.д. Нередко 3D- принтеры используются и для печати объёмных моделей внутренних органов человека.

3D- принтеры – это огромный прорыв в науке, особенно если учесть все аспекты и обширность их возможного применения. 3D-технологии постоянно развиваются и с каждым днём становится всё доступнее.

Литература

1. Доступная 3D печать для науки , образования и устойчивого развития / Э. Кэнесс, К. Фонда, М. Дзеннаро/ МЦТФ, Май 2013, 215с.
2. Студия 3D-печати с нуля/ Дмитрий Горьков/ 2015, 260 с.
3. 3D печать. Коротко и максимально ясно / Роман Строганов, проект Little TinyH Books/ 2016, 356 с.

4. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей [Электронный ресурс] / Хенч Л., Джонс Д. - М. Техносфера, 2007

НЕОБХОДИМОСТЬ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ФЛОССОВ ДЛЯ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ГИГИЕНЫ ПОЛОСТИ РТА

М.Э. Куриленко

Научные руководители: ассистент Т.Л. Харитонова,
ассистент С.Н. Лебедева

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Цель: изучить необходимость использования флоссов для индивидуальной гигиены полости рта.

Задачи:

1. Изучить понятие «флосс»;
2. Разобрать основные виды;
3. Рассмотреть пользу и вред при использовании зубных нитей;
4. Провести анкетирование пациентов стоматолгических поликлиник г. Саратов.

Материалы и методы. Был проведен анализ научной литературы, статей, учебных пособий, стоматологических журналов. Было проведено анкетирование 60-ти взрослых пациентов стоматологических поликлиник города Саратов. Были заданы следующие вопросы:

1. Знаете ли вы, что такое зубная нить?
2. Используете ли вы её и как часто?
3. Как вы её используете?

Результаты и обсуждение

Залог здоровой и красивой улыбки – ежедневный уход за полостью рта. Флосс (зубная нить) – это дополнительное средство гигиены, которое применяется для очищения межзубных промежутков с целью предотвращения развития кариеса и заболеваний пародонта [1,8]. Поэтому для этих целей в 1815 году Леви Копье Пармли описал первую зубную нить из шелка в своей книге «Практическое руководство по уходу за зубами» [5]. В настоящее время доступны различные, более прочные и практичные искусственные волокна для изготовления (капрон, нейлон, ацетат). Их делят на вощеные и не вощеные. Вощеные пропитаны воском, их использование не требует навыков. Не вощеные расслаиваются во время использования, что увеличивает качество очистки [7].

В зависимости от размеров межзубных промежутков пациенту необходимо рекомендовать определенную по форме зубную нить:

1. Круглые. Это классические зубные нити.
2. Плоские. Предназначены для людей со скученностью зубов [2].
3. Объёмные. Способны увеличиваться в размере за счет соприкосновения со слюной. Они показаны для людей с оголенной шейкой или корнем зуба, а также детям от 8-ми лет.
4. Суперфлосс. Используется при ношении несъемных ортодонтических и ортопедических конструкций [3,6].

В состав зубной нити могут добавлять лечено-профилактические средства: фтор, антисептик, ароматизаторы[4].

Общих противопоказаний к использованию флоссов нет. Но есть показания к ограничению их эксплуатации:

- При пародонтите и гингивите использование флоссов должно быть наиболее атравматично, так как есть возможность повредить рыхлую ткань десны;

- При кариесе апроксимальных поверхностей зуба в области повреждения может иметься острый угол кариозной полости. В этом случае необходимо очень аккуратно очищать межзубные промежутки во избежание зацепления острого края и, как следствие, отлома части коронки.

По результатам опроса пациентов стоматологических поликлиник г. Саратов, 19 человек (32%) знают о зубной нити и правильно используют ее; 4 человека (8%) знают о зубной нити, но используют ее не правильно; слышали о зубной нити, но не используют её 27 человек (44%); а 10 человек (16%) вовсе не слышали о зубной нити. Было выявлено, что пациенты, использующие зубную щетку и зубную нить, снижают риск кариеса и заболеваний пародонта и обращаются за стоматологической помощью не чаще 3-х раз в год (30%). Однако, подавляющее большинство (70%) либо не применяют флоссы, либо применяют не правильно, и обращаются за помощью гораздо чаще.

Выводы:

1. Флосс (зубная нить) - приспособление для поддержания гигиены в труднодоступных участках зубных рядов.

2. Зубная нить различается по форме, по материалу изготовления, по наличию и виду пропитки.

3. Использование флоссов помогает осуществлять профилактику заболеваний полости рта, но при неправильном использовании возможна травматизация слизистой десны.

4. Была установлена зависимость между использованием флоссов и частотой обращения в стоматологическую поликлинику.

Литература

1. Калифян О. А. Гигиена полости рта // Феникс. -2014. -С. 125.

2. Витрищак С.В. Гигиена полости рта. Методические рекомендации для студентов, интернов и семейных врачей / Витрищак С.В., Бондаренко В.В., Савина Е.Л. – Луганск: ГУ «ЛГМУ». -2011. -С. 44.

3. Николаев А.И., Цепов Л.М. Профессиональная и индивидуальная гигиена полости рта у взрослых / А.И.Николаев, Л.М.Цепов, И.М.Макеева, А.П.Ведяева. – М. : МЕДпресс-ин форм. -2018. -С. 64.

4. Луцкая И.К. Профилактическая стоматология / И. К. Луцкая. – М.: Мед. Лит. -2009. -С. 420.

5. Тырина М., Грек А., Макарова В. Кто изобрел зубную нить? // Популярная механика. -2013. - №3.

6. Улитовский С.Б. Ситуационная гигиена полости рта: Учебное пособие. - СПб.: Человек. -2013. -С. 275.

7. Петрова А.П., Лепилин А., Суетенков Д.Е. Эффективность дифференцированного подхода к проведению лечебно-профилактических мероприятий у детей с гастродуоденальной патологией // Стоматология детского возраста и профилактика. -2001. -№3. -С.13.

8. Петрова А.П., Суетенков Д.Е. Комплексная профилактика кариеса у детей с гастродуоденальной патологией // Саратовский научно-медицинский журнал. -2011. -Т. 7. -№1. -С. 216-219.

9. Махонова Е.В., Казакова Л.Н., Олейникова Н.М., Погосян М.А. Обоснование целесообразности использования фторид-содержащих средств гигиены на этапе вторичной минерализации // Современные проблемы науки и образования. -2015. -№1-1. -С. 1344.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

Т.Л. Харитонова, Ю.А. Кузнецова, В.В. Норовяткина

Научный руководитель: ассистент Е.В. Турусова

Саратовский государственный медицинский университет
имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Актуальность: Компьютерные технологии обладают высокой точностью, универсальностью и производительностью. Благодаря этим качествам они нашли свое применение в ортопедической стоматологии. CAD/CAM-технологии позволяют изготавливать сравнительно качественные реставрации. Данная концепция значительно превосходит традиционный метод лечения [9,10].

Цель: выявить целесообразности применения CAD/CAM-системы, а также ее положительные и отрицательные свойства.

Задачи:

1.Изучить устройство CAD/CAM-системы.

2.Изучить этапы работы CAD/CAM-системы.

3.Изучить положительные и отрицательные свойства CAD/CAM-системы.

4.Изучить принцип работы CAD/CAM-системы на примере.

Материалы и методы: Был проведен анализ научных статей, медицинских книг, учебной литературы, а также опрос врачей-стоматологов.

Результаты и обсуждение: Одним из символов инновационного развития стоматологии последних лет является технология компьютерного проектирования и изготовления протезов, для обозначения которой существует общепринятая аббревиатура – CAD/CAM.[4]

Само значение CAD-CAM расшифровывается как «Computer Assisted Design-Computer Aided Manufacturing», что в переводе на русский язык означает «дизайн под управлением компьютера[2,3]

CAD (англ. computer-aided design/drafting) – средства автоматизированного проектирования. CAM (англ. computer-aided

manufacturing) – средства технологической подготовки производства изделий [2,3]

Все CAD/CAM системы состоят из трех основных функциональных компонентов: модулей для сканирования, проектирования, автоматизированного изготовления [4-6].

1. Модуль для сканирования (3D сканер) – получение цифровых параметров твёрдых и мягких тканей протезного ложа [8]. Существуют: интраоральные и стационарные лабораторные сканеры. В результате сканирования получают цифровой слепок [1].

2. CAD (программное обеспечение) – это процесс, при котором осуществляется трехмерная визуализация модели и ее моделирование с помощью компьютерных систем.

3. CAM (фрезерный станок) – модуль для изготовления реставрации, которые были сформированы по CAD технологии[7].

Основные этапы изготовления стоматологических реставраций при помощи CAD/CAM технологий:

1. Получение цифрового слепка. Для этого используют сканеры или дигитайзеры.

2. Обработка и преобразование полученной цифровой информации с дальнейшим моделированием поверхности зубов на мониторе.

3. Изготовление самого зубного протеза на фрезеровочном станке.

Преимущества:

1. Трехмерное моделирование, возможность рассмотреть виртуальную модель со всех сторон.

2. Экономия времени.

3. Экономия места.

4. Позволяет точно воспроизвести анатомическую форму зуба.

5. Возможность работы с высокопрочными материалами (диоксид циркония, оксид циркония и титан).

6. Вероятность ошибки сводится к нулю.

Недостатки:

1. Дороговизна.

Рассмотрели принцип работы CAD/CAM-системы на примере: сканера фирмы Medit Identica T500, фрезерного станка фирмы Imes-Icor CORITEC 350i, печи для синтеризации циркона фирмы Dekema AUSTROMAT* 664.

Перед началом работы CAD/CAM-системы необходимо отлить гипсовую модель. Затем отправляем её в сканер фирмы Medit Identica T500. Сканируются отдельными этапами при помощи программы CoLaB 2017: рабочая модель со сканмаркерами, десна, зубы-антагонисты. С помощью программы exocad моделируется протез. После моделирования при помощи программы sum3d выбирается объект (коронка, абатмент и т д), просчитывается стратегия и модель размещается на диске (из титана, диоксида циркония кобальто-хромового сплава или пластик различных типов). Файл с конструкцией отправляется в работу на блок управления фрезером. Если используется диоксид циркония, то затем следует процесс агломерации.

Выводы:

1. CAD/CAM – система, состоит из: модуль для сканирования (3D сканер), CAD (программное обеспечение), CAM (фрезерный станок).

2.Этапы работы CAD/CAM-системы: получение цифрового слепка, обработка и преобразование полученной цифровой информации, автоматизированное изготовление реставрации.

3.Преимущества системы CAD/CAM: трехмерное моделирование, возможность рассмотреть виртуальную модель со всех сторон; экономия времени; экономия места; позволяет точно воспроизвести анатомическую форму зуба; возможность работы с высокопрочными материалами (диоксид

циркония, оксид циркония и титан); вероятность ошибки сводится к нулю. Недостатки: дороговизна.

4.Был изучен принцип работы CAD/CAM-системы на примере: сканера фирмы Medit Identica T500, фрезерного станка фирмы Imes-Icor CORITEC 350i, печи для синтеризации циркона фирмы Dekema AUSTROMAT* 664.

Литература

1. Аболмасов Н.Г., Ортопедическая стоматология : учебн. для студ. / Аболмасов Н.Г., Аболмасов Н.Н., Сердюков М.С. - 10 изд.: перераб. и доп. – М.:«МЕДпресс-информ, 2018.- 556 с. : ил.

2. Вольвач С.И. Обзор новых разработок и модификации известных технологии CAD/CAM стоматологического назначения // Новое в стоматологии. 2003. -№ 7. - С. 7-12.

3. Вольвач С.И. Обзор новых разработок и модификаций известных технологий CAD/CAM стоматологического назначения. Часть III. Технологии изготовления цельно-керамических реставраций из мягкой керамики // Новое в стоматологии для зубных техников 2004. № 2. С. 75-81.

4. Малюх В.Н. Введение в современные САПР / В.Н. Малюх //Курс лекций.– М.: ДМК Пресс, 2010. – 192 с.

5. Мастерова И.В. CAD/CAM стоматологические реставрационные системы. CEREC 3D // Сб. трудов V Всероссийская. Научно - практическая. конференция. «Образование, наука и практика в стоматологии» по объединенной тематике «Имплантология в стоматологии». М., 2008. - С. 125 - 127.

6. Норенков И.П.Основы автоматизированного проектирования / И.П. Норенков // Учеб. для вузов. 4- е изд., перераб. и доп.– М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2009. – 430 с.

7. Попков В.М., Протопопов А.А., Лепилин А.В., Булкина Н.В., Коннов В.В., Еремин О.В., Кречетов С.А., Суетенков Д.Е. Университетская стоматология в Саратове: итоги и перспективы // Саратовский научно-медицинский журнал 2013. Т. 9. № 3. С. 357-360

8. Ряховский А.Н. Цифровая стоматология // А.Н Ряховский.– М.: ООО «Авантис». – 2010.– 282 с.

9. Суетенков Д.Е., Акулович А.В., Фирсова И.В. Диагностическое обеспечение взаимодействия ортодонта и пародонтолога: оценка фиксирующей способности пародонта // Пародонтология 2010. Т. 15. № 4 (57). С. 26-30.

10. Трезубов В.Н. , Щербаков А.С., Мишнёв Л.М. Ортопедическая стоматология. Пропедевтика и основы частного курса . учебник // В.Н. Трезубов.- СПб.: «МЕДпресс-информ».-2014. - 408 с.

11. Petri C. Имплантологическое лечение полной адентии верхней – dental labor.- 2016.- №4.-С. 26-32.

12. Miyazaki T.D. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience / T.D. Miyazaki, Y.Hotta, J. Kunii. // Dental materials Journal. – 2009.– Vol. 28.– № 1.– 544–566.

БЮГЕЛЬНЫЕ ПРОТЕЗЫ И ПРИМЕНЯЕМЫЕ ДЛЯ ИХ ИЗГОТОВЛЕНИЯ МАТЕРИАЛЫ

Е.С. Павленков, Э.Б. Рамазанов, О.С. Терещук
Научный руководитель: к.м.н. Л.Н. Казакова

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Актуальность. Вопрос выбора конструкции, для замещения дефекта, и материала из которого он будет изготовлен, всегда очень сложен для врача. Совершенствование биоматериалов расширяет границы их применения в медицине. Создание монолитных конструкций позволяет решить одномоментно несколько задач и повысить их качественные характеристики. На сегодняшний день, проблема восстановления утерянной функции органа в полном объеме остается актуальной при всех вариантах протезирования не исключением является и ортопедическая стоматология.

По данным ВОЗ, около 75% населения земного шара страдают от частичной потери зубов - такое состояние называется - частичная вторичная адентия [9].

Самостоятельный адекватный выбор пациентом варианта съемного ортопедического протеза при частичной потере зубов большого объема во время лечения очень сложен. Только всесторонний анализ характеристик протеза и индивидуальных особенностей протезируемого стоматологом-ортопедом позволит удовлетворить всем требованиям пациента.

Цель: Провести анализ качественных характеристик составляющих бюгельный протез по литературным данным и путем анкетирования

пациентов, использующих различные варианты частично съемных протезов, выяснить какому из них они отдают предпочтение.

Задачи: 1) рассмотреть особенности применения биоматериалов в медицине;

2) проанализировать качественные характеристики съемные конструкции в ортопедической стоматологии;

3) провести анализ социологического опроса пациентов ортопедического отделения с диагнозом «частичная вторичная адентия».

Материалы и методы.

Объектом исследования стали металлы и пластмассы, применяемые в ортопедической стоматологии и других разделах медицины. В качестве материала были использованы литературные данные, представленные в научных статьях, журналах, учебниках. Проведен социологический опрос 100 респондентов находящихся на лечении у врача стоматолога-ортопеда с диагнозом: «частичная вторичная адентия», повторно, являющихся «владельцами» съемных протезов.

Результаты и обсуждение

Зубоврачебное протезирование применялось задолго до нашей эры. Так при исследовании пирамиды в 1807 г. египетского фараона Хефреса, жившего 4500 лет назад, был обнаружен протез, находившийся рядом с её мумии.

Уже в 16 веке, один из великих хирургов 16 века Амбруаз Паре жившего в Париже, использовал искусственные зубы из слоновой или бычьей кости, замещая отсутствующие, укрепляя их золотой проволокой.

Если в XIX веке пластмасса заменяла лишь дорогие и редкие материалы - слоновую кость, янтарь, перламутр, то уже с прошлого века, её стали использовать вместо дерева, металла, фарфора. Многие современные пластмассы превосходят по своим свойствам большинство природных материалов. Многие из них имеют столь ценные качества, что у них нет

аналогов в природе. Производство пластмасс развивается значительно быстрее, чем производство металлов.

Металлы и пластмассы широко применяют в медицине с различными целями. Изделия из биосовместимых полимеров применяются в сердечно-сосудистой хирургии, хирургии внутренних органов и тканей, стоматологии. Часто полимеры используют для пролонгации действия лекарственных препаратов при создании микрокапсул, биопленок. Высокая степень устойчивости полимеров к агрессивным средам и сохранение их стабильной структуры во времени делают их незаменимыми при эндопротезировании органов и тканей человека и при восстановлении функции жевания в ортопедической стоматологии [7].

В ортопедической стоматологии очень часто применяют в протезировании и полимеры и металлы, качественные характеристики этих компонентов позволяют создать уникальные конструкции, восстанавливающие функции жевания, речеобразования, что облегчает адаптацию человека в социуме.

Сегодня достаточно большой выбор съемных конструкций предлагает ортопедическая стоматология потребителю при частичной потере зубов и не возможности восстановить зубной ряд несъемными конструкциями по ряду причин [3,6]. Возможно применение: пластиночных, нейлоновых или силиконовых протезов, бюгельного протеза, иммедиат-протеза [7,8].

Бюгельный протез – это монолит, сочетающий в себе металл, пластмассовый акрил с искусственными зубами: керамическими, пластмассовыми, металлическими [1]. Протез имеет дугообразную форму. Такая форма конструкции обеспечивает надежную фиксацию всех элементов [2,8]. Протез устойчивее, чем аналогичные линейные конструкции, устойчивость определяется или кламерной системой Нея или замковыми креплениями [3,4,7].

В этом протезе качественные характеристики металла: твердость, устойчивость к нагрузкам, коррозионная стойкость, малая усадка при литье сочетаются со свойствами пластмассы - её пластичностью, это позволяет создать оптимальную конструкцию, которая будет хорошо восстанавливать утерянные функции. Минимальная степень закрытия протезного ложа позволяет быстрее адаптироваться пациентам, практически не изменяя тактильных ощущений [1].

Проводили социологический опрос пациентов повторно находившихся на лечении у стоматолога-ортопеда с частичной вторичной адентией в возрасте от 35 до 60 лет. Цель анкетирования: выяснить степень удовлетворенности пациентов конструкциями съемных протезов.

Опросник состоял из следующих вопросов:

	Бюгельный протез	Безметалловые протезы
Как долго вы пользовались тем или иным протезом		
К каким протезам более быстрое привыкание		
Более комфортны в использовании		
Раздражение слизистой		
Увеличение частоты появление кариеса		
Изменения тактильных ощущений		
Ухудшение речеобразования		
Появление неприятного запаха изо рта после длительного использования		
Обращения к врачу из-за поломки		
Попадание пищи под протез		

По данным социологического опроса мы выяснили, что самое главное требование пациентов к любой конструкции - это возможность быстрой адаптации к протезу, восстановление потерянной функции и эстетический эффект зубов.

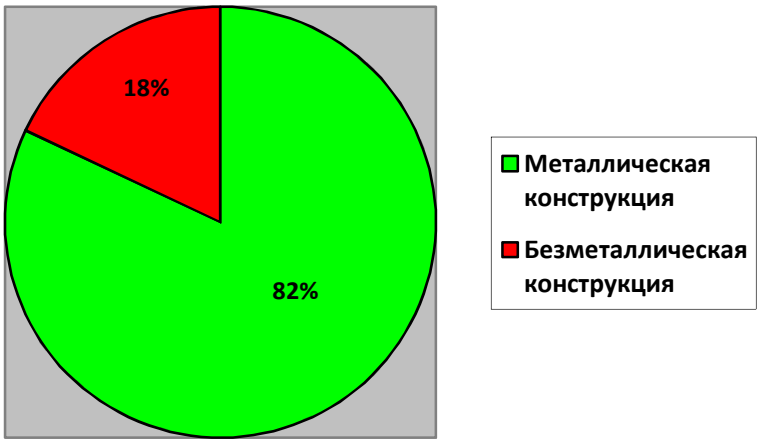


Рис. 1. Диаграмма социологического опроса

В группе опрошенных, большее количество пациентов выбрали бюгельные протезы, так как они долговечнее, прочнее, эстетичнее на замковых креплениях, реже вызывают развитие аллергических реакций, при их использовании быстрее происходит восстановление потерянных функций: качество жевания и речеобразования, их можно не снимать во время сна. Но 18% пациентов отдали свое предпочтение полностью безметаллическим конструкциям, поскольку они более дешевы, эстетичны.

Выводы: анализ литературных данных показал, как в современной медицине широко применяются биоматериалы, начиная с момента диагностики и в процессе лечения. Особенно востребованы биоматериалы при различных видах протезирования для восстановления утраченной функции. Особенно ценными для практического использования являются монолитные конструкции, сочетающие в себе свойства и металлов и пластмасс. Качественные характеристики съемные ортопедических конструкции в стоматологии зависят от материала, из которого он изготовлен.

Анализ результатов анкетирования позволил нам увидеть глазами пациента используемые протезы. 82% опрошенных отдали предпочтение бюгельному протезированию.

Литература

1. Лебеденко И.Ю. Ортопедическое лечение съемными протезами при частичном отсутствии зубов [Текст] / И.Ю. Лебеденко, Э.С. Каливраджиян // Ортопедическая стоматология. - 2016. - С. 39-43.

2. Данилина Т.Ф. Михальченко Д.В., Наумова В.Н., Жидовинов А.В. Литье в ортопедической стоматологии. Клинические аспекты. Волгоград: Изд-во ВолгГМУ, 2014.- С. 184.

3. Пичугина Е.Н. Современные аспекты съемного протезирования при частичном отсутствии зубов с использованием бюгельных протезов T.S. M. ACETAL. Бюллетень медицинских интернет-конференций 2013; 11 (3): - С. 12-15.

4. Олесова В.Н. Особенности выбора замковых креплений в практике бюгельного протезирования [Текст] / В.Н. Олесова, А.П. Перевезенцев // М.: Медицина, - 2013. - С. 193.

5. N. Yokoyama, H. Machi, K. Hayashi, T. Uchida, T. Ono, T. Nokubi Physical properties of polyamide resin (nylon group) as a polymeric material for dentures: Part 2. Surface hardness and tensile strength 25 2014, pp. 87–92.

6. Болатаев З.Б. Сравнительная клиническая характеристика акриловых и нейлоновых протезов [Текст] / З.Б. Болатаев, А.Ф. Хубаев // Ортопедическая стоматология. - 2008. - С.118.

7. Каливраджиян Э.С., Брагин Е.А., Абакаров С.Н., Жолудев С.Е. Стоматологическое материаловедение: учебник. М.: МИА; 2014.

8. Арутюнов С.Д., Булгакова Д.М., Гришкина М.Г., Расулов М.М., Ибрагимов Т.И., Лебеденко И.Ю.Зубопротезная техника. Учебник для медицинских училищ и колледжей. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2014.

9. Трезубов В.Н Протезирование больных с частичной потерей зубов съемными замещающими аппаратами [Текст] / Трезубов В.Н., Щербаков А.С., Мишнёв Л.М., Фадеев Р.А. // Ортопедическая стоматология. -2010. - С. 656-659.

АППАРАТ ФРЕНКЕЛЯ 3 ТИПА

Р.Ш. Магомедов

Научный руководитель*:* к.м.н., ассистент А.В. Егорова

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Актуальность. На сегодняшний день, во всём мире существует большое разнообразие аппаратов для исправления мезиальной окклюзии в сменном периоде прикуса. Часть врачей отдают своё предпочтение аппарату Френкеля 3 типа, так как он представляет собой прекрасную альтернативу многим другим съемным ортодонтическим аппаратам. В отличие от других типов регуляторов он имеет свои отличительные особенности.

Цель: Оценить эффективность действия аппарата Френкеля 3 типа, на примере клинического случая.

Задачи:

1) Основные показания и противопоказания к применению аппарата Френкеля 3 типа;

2) Особенности изготовления аппарата Френкеля 3 типа;

3) Оценить эффективность действия аппарата Френкеля 3 типа на основе клинического случая;

4) Дать рекомендации по ношению аппарата Френкеля 3 типа;

Материалы и методы. Объектом исследования стал съемный двухчелюстной внутриротовой аппарат комбинированного действия. В качестве материала были использованы литературные данные, представленные в научных статьях и учебниках. Проведена оценка клинического случая пациента К. в возрасте 11 лет, в лечении которого использовался регулятор

функции Френкеля 3 типа. Прежде чем фиксировать данный аппарат врач озвучил основные рекомендации по соблюдению правил его ношения. В процессе лечения пациент регулярно посещал врача-ортодонта, чтобы наблюдать за процессом изменения прикуса

Результаты и обсуждение.

Пациент К в возрасте 11 лет обратилась в стоматологическую поликлинику с жалобами на эстетический недостаток. Был проведен анализ ортопантомограммы, фотометрические исследования и анализ контрольно-диагностических моделей. Телерентгенография не была проведена в связи с отсутствием финансовых возможностей пациента. После проведенных исследований был поставлен диагноз К07.2-мезиальная окклюзия и составлен план лечения, в который входило применение у пациентки регулятора функции Френкеля 3 типа.

Аппарат Френкеля 3 типа состоит из следующих элементов: щечных щитов и губных пелотов, имеющих зазор 1-1,5 мм между их внутренней поверхностью и слизистой оболочкой полости рта. Небного бюгеля, вестибулярной дуги, кламмеров для клыков, небной протрагирующей дуги с оральной стороны верхних резцов и разобщений. Данный аппарат делается в конструктивном прикусе.

Принцип его действия основывается на том, что губные пелоты отодвигают верхнюю губу, тем самым обеспечивая рост апикального базиса верхней челюсти. Вестибулярная дуга, находящаяся на вестибулярной поверхности нижних резцов, оказывает на них давление в язычном направлении. Щечные щиты предназначены для отодвигания щек и стимуляции роста челюсти в трансверзальном направлении. Небная протрагирующая дуга двигает верхние фронтальные зубы вперед. Также присутствует небный бюгель, придающий жёсткость конструкции. Разобщения предназначены для

того, чтобы повысить прикус и тем самым обеспечить выведение верхних резцов из обратного перекрытия.

После снятия рабочих оттисков их отдали в зуботехническую лабораторию для изготовления ортодонтического аппарата. 21.03.2017 проходил процесс фиксации регулятора функции.

Врач-ортодонт дал рекомендации по уходу за аппаратом и попросил приходить на повторные осмотры 1 раз в месяц, чтобы наблюдать за процессом лечения.

Спустя 1 год перекрытие во фронтальном отделе восстановилось, разобщения были спилены для восстановления контактов боковых зубов в вертикальной плоскости.

В начале процесса лечения пациентка К не полностью соблюдала рекомендации по ношению съемного ортодонтического аппарата Френкеля 3 типа, поэтому лечение затянулось на 3 месяца. Сам процесс лечения у пациента К занял 1 год и 4 месяца и после снятия аппарата врач-ортодонт порекомендовал пациенту наблюдаться 1 раз в 6 месяцев.

Выводы:

1) Показания: аппарат Френкеля 3 типа применяется для лечения мезиокклюзии с незначительным или умеренным резцовым перекрытием в период активного роста челюстей. Оптимальный возраст 7-11 лет.

Противопоказания: заболевания ЛОР-органов, затрудняющих носовое дыхание, эпилепсия, психические заболевания, аллергия на какой-либо материал, используемый для изготовления аппарата.

2) Особенности изготовления аппарата Френкеля 3 типа: регулятор функции Френкеля 3 типа индивидуальный. Данный аппарат делается в конструктивном прикусе и, если это возможно, с небольшой гиперкоррекцией 1-2 мм, рассчитывая на возможный рецидив.

3) Лечение с помощью функциональной аппаратуры позволяет оказывать ремоделирующее влияние на рост и формирование зубочелюстной системы у детей. За счёт активных проволочных элементов, таких как протрагирующая дуга и вестибулярная дуга, возможно активное перемещение зубов.

4) Рекомендации по ношению аппарата Френкеля 3 типа:

1. 14 часов в сутки: всю ночь и остальное время днём;

2. аппарат снимается во время еды и чистки зубов;

3. чистить аппарат необходимо 2 раза в день с зубной щёткой и зубной пастой;

4. с целью гигиенической обработки использовать очищающие таблетки для протезов ;

5. лечение должно начинаться медленно, первые 2 недели аппарат носится 2 -4 часа в день, последующие 3 недели 4-6 часов в день, а к концу первого месяца переходят полностью на 14-ти часовое ношение аппарата;

6. коррекция и проверка производится 1 раз в 4 недели;

Литература

1. Стоматология. Нейростоматология. Дисфункции зубочелюстной системы: учеб. пособие/ Персин Л.С, Шаров М.Н.- М: ГЭОТАР- Медиа,2013.- 360 с.

2. Ортодонтия. Диагностика и лечение зубочелюстно- лицевых аномалий и деформаций: учебник / Персин Л.С. М-ГЕОТАР- МЕДИА, 2015.- 640 с.

3. Бетельман А.И. , Поздняков А.И., Мухина А.Д. Ортодонтическая стоматология детского возраста- Киев Здоровья,1965.-407 с.

4. Диагностика и функциональное лечение зубочелюстно-лицевых аномалий. Хорошилкина Ф.Я., Демнер Л.М., Малыгин Ю.М.- М: Медицина,1987.-303 с.

5. Ильина-Маркосян Л.В. Зубное протезирование у детей.-М. Медгиз,1949.-220 с.

6. Катц А.Я. Функциональная норма зубных рядов и функциональная диагностика в ортодонтии//Стоматология,1951.-23-25 с.

7. Колесов А.А. Стоматология детского возраста.- М. Медицина,1985.-506 с.

8. Колесов А.А., Каспарова Н.Я., Жилина В.В. и др. Стоматология детского возраста: Учебник, 4-е изд., перераб., и доп./ Под ред. Колесова.-М: Медицина, 1991.-464 с.

9. Малыгин Ю.М. Зубочелюстные деформации, обусловленные воспалительными процессами, их ортодонтическое лечение. Руководство по стоматологии детского возраста-М,1976.с.206-212

10. Нападов М.А. Ортодонтический атлас. Этиология, патогенез и профилактика деформаций зубочелюстной системы.

11. Суетенков Д.Е., Коннов В.В. Эффективность применения небной ортодонтической платформы при лечении пациентов с дистальной окклюзией по данным функциографии // Клиническая стоматология. 2018. № 2 (86). С. 84-86.

12. Иорданишвили А.К., Солдатова Л.Н., Акулович А.В. Лечение зубочелюстных аномалий – путь к психическому и социальному здоровью молодежи (профессор Ф.Я. Хорошилкина и ее вклад в ортодонтию) Стоматология детского возраста и профилактика. 2017. Т. 16. № 4 (63).
С. 77-80.

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА НЕЙЛОНОВЫХ И АКРИЛОВЫХ ПЛАСТИНЧАТЫХ ПРОТЕЗОВ

А.В. Заливацкий

Научный руководитель: к.м.н., ассистент А.П. Петрова,
ассистент Е.В. Турусова

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Актуальность. Нейлоновые протезы в стоматологической практике появились относительно давно, но даже сейчас тема сравнения нейлоновых и акриловых пластинчатых протезов актуальна, поскольку в нейлоновых и в акриловых протезах есть свои достоинства и существенные недостатки [1-4].

Цель. Выявить особенности и недостатки каждого вида протезирования и провести сравнительную характеристику нейлоновых и акриловых пластинчатых протезов.

Задачи.

1. Определить особенности технологии изготовления съемных нейлоновых и акриловых протезов.
2. Выявить достоинства и недостатки нейлоновых протезов.
3. Выявить достоинства и недостатки акриловых протезов.
4. Провести сравнительную характеристику на основе полученных данных.

Материалы и методы Литературные источники, представленные в научных статьях, журналах, учебниках, а также данные, полученные от стоматологической клиники. В результате исследования опрошено пять врачей

стоматологов-ортопедов, а также было произведено наблюдение за работой зубного техника при изготовлении нейлонового и акрилового протезов.

Результаты и обсуждение

В процессе изготовления нейлонового протеза возникают более сложные аспекты по сравнению с технологией изготовления акриловых протезов.

Во-первых, на этапе постановки зубов именно при нейлоновом протезировании для лучшей сцепки с базисом в зубе делаются диаторические отверстия.

Во-вторых, используется алюминиевая кювета для термопресса. В кювете расположены два крупных отверстия для заливки гипса, четыре болтовых соединения, одно отверстие для литника и проушина для извлечения кюветы.

При выплавке воска и загипсовке используется литниковая система.

В-третьих, для изготовления необходим дорогостоящий аппарат термопресс для замены воска нейлоном.

Преимущества нейлонового протеза:

1. Отличная эстетика.

2. Отсутствие мономера и аллергических реакций.

3. Нетоксичность.

4. Эластичность, но в то же время жесткость.

5. Прекрасная адаптация пациентов к протезу.

6. Устойчивость к механическим повреждениям.

7. Устойчивая фиксация протеза за счет мягких и прилегающих к десне дентоальвеолярных кламмеров (пилоты).

8. На опорные зубы нет необходимости изготавливать металлическую коронку[7, 8].

Недостатки нейлонового протеза:

1. Сложность перебазировки.

2. Сложность починки.

3. Трудность в обработке.

4. Микропористость базиса.

5. Высокая стоимость.

6. Долгие сроки изготовления.

7. Деформация со временем[6].

Преимущества акрилового протеза:

1. Хорошая эстетика.

2. Нет проблем с починкой и перебазировкой.

3. Легкость шлифовки и полировки.

4. Доступная цена.

5. Быстрота изготовления.

6. Отсутствие деформации [6, 7].

Недостатки акрилового протеза:

1. Способность вызывать аллергические реакции.

2. Токсичность мономера.

3. Малая прочность акриловых пластмасс при акте жевания.

4. Тяжелая адаптация пациентов к протезу[5].

На базе клинической больницы им. С.Р. Миротворцева Саратовского Государственного медицинского университета Коннов В.В. и Арутюнян М.Р. проводили клиническое обследование, на основании которого было выявлено, что спустя месяц после ортопедического лечения все пациенты успешно использовали протез. Наибольший процент положительных отзывов (92,5%) был именно у тех пациентов, которым в качестве лечения были установлены нейлоновые протезы. При самоанализе съемного протезирования пациенты этой группы отмечали совершенную психологическую адаптацию к протезам на 11±2 день, а также ссылались на высокую эстетичность, легкость конструкции и удобство пользования. Пациенты другой группы, которым проводилось лечение с помощью акриловых протезов, отмечали полную

психологическую адаптацию лишь на 28±3 день, но также большинство отмечали дискомфорт от пользования съемной конструкцией, особенно при наложении и снятии [9-12].

Большинство (60%) опрошенных врачей стоматологов-ортопедов отдают свое предпочтение съемным нейлоновым протезам из-за их положительных свойств и хорошей адаптации к ним.

Выводы.

1. Особенностью изготовления нейлоновых протезов является более сложная техническая база для создания протеза, по сравнению с акриловыми.

2. Достоинства нейлоновых протезов: отличная эстетика, нетоксичность, прекрасная адаптация пациентов к протезу, высокая прочность, гипоаллергенность за счет отсутствия мономера. Недостатки нейлоновых протезов: сложность изготовления и починки, пористость базиса, высокая стоимость.

3. Достоинства акриловых протезов: хорошая эстетика, доступная цена, простота изготовления. Недостатки акриловых протезов: остаточность мономера, тяжелая адаптация у пациентов к протезу.

4. На основе полученных данных было выявлено, что психологическая и физиологическая адаптация к нейлоновым протезам протекает легче и быстрее, чем к акриловым протезам. 60% опрошенных врачей стоматологов-ортопедов отдают свое предпочтение съемным нейлоновым протезам.

Литература

1. Арутюнян, М.Р. Применение нейлоновых протезов с зубодесневыми кламмерами для ортопедического лечения дефектов зубных рядов: автореф./ М.Р. Арутюнян. – 2015. – 2с.

2. Трегубов, И.Д. Обоснование к применению современных полимерных материалов в клинике ортопедической стоматологии и ортодонтии: автореф. дис. д-ра мед. наук. – Волгоград, 2007. – 35с.

3. Калуцкий, П.В., Рыжова И.П., Рудева О.В. Определение биологической стойкости традиционных и новых термопластичных базисных полимеров к воздействию представителей микрофлоры полости рта / П.В. Калуцкий, И.П. Рыжова, О.В. Рудева // Вестник новых медицинских технологий. – 2008. – Т. XV, №1. – С. 121.

4. Абакаров, Т.А., Нейлоновые протезы. Мифы и реальность / Т.А. Абакаров, И.М. Расулов, З.А. Магомедов // Актуальные проблемы и перспективы стоматологии в условиях севера: сборник статей межрегиональной научно-практической конференции с международным участием, посвященной 60-летию Медицинского института Северо-Восточного федерального университета имени М.К. Аммосова. – 2017. – с 103-106.

5. Рыжова, И.П. Совершенствование окончательной обработки зубных протезов из термопластических полимеров / И.П. Рыжова, Т.Ю. Бавыкина, М.С. Саливончик // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2011. – Т.7, №1.–С.271.

6. Листровая, Е.В. Нейлоновые протезы. Мнение врачей-стоматологов и пациентов / Е.В. Листровая, В.А. Севрюк // Актуальные вопросы современной медицины: Матер. 73-й итоговой конференции молодцых ученых и студентов Дальневосточного ГМУ с международным участием. – Хабаровск. – 2016. – с 216-217.

7. Сафаралиева, С.А., Чумаев М.Ш. Материалы, применяемые при изготовлении полных съемных протезов. Актуальные направления научных исследований: перспективы развития. / С.А. Сафаралиева, М.Ш. Чумаев // Сборник материалов III Международной научно-практической конференции. Редколлегия: О.Н. Широков [и др.]. – Чебоксары. – 2017. – с 36-38.

8. Ворожко, А.А. Новое поколение стоматологических материалов в клинике ортопедической стоматологии / А.А. Ворожко // Вестник стоматологии. – 2013. – 99 с.

9. Коннов, В.В. Сравнительный анализ клинической и функциональной адаптации к частичным съемным протезам на основе нейлона и акриловой пластмассы / В.В. Коннов, М.Р. Арутюнян // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – с 4-5.

10. Попков В.М. Университетская стоматология в Саратове: итоги и перспективы / В.М. Попков, А.А. Протопопов, А.В. Лепилин, Н.В. Булкина, В.В. Коннов, О.В. Еремин, С.А. Кречетов, Д.Е. Суетенков // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. Т. 9. № 3. – С. 357-360.

11. А.В. Лепилин. Влияние съемных пластиночных ортодонтических аппаратов и длительности их применения на ионный состав слюны и микроциркуляцию крови в слизистой оболочке полости рта / А.В. Лепилин, С.С. Ульянов, Д.Е. Суетенков, А.В. Рыжкова // Стоматология детского возраста и профилактика. – 2004. Т. 3. № 2. – С. 58-61.

12. Арутюнов С.Д., Брагин Е.А., Бурлуцкая С.И., Дзгоева М.Г., Жолудев С.Е., Ибрагимов Т.И., Каверина Е.Ю., Каливраджиян Э.С., Клемин В.А., Кононов В.В., Лебеденко И.Ю., Лепилин А.В., Мананова Ф.Ф., Первов Ю.Ю., Подопригора А.В., Рыжова И.П., Салеев Р.А., Салеева Г.Т., Скрипова Н.В., Стафеев А.А. и др. Ортопедическая стоматология. учебник / Москва, 2018. (2-е издание, переработанное и дополненное)

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ АППАРАТУРЫ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

А.А. Маслов, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Рентгеновское излучение – это коротковолновое электромагнитное излучение, энергия которого обладает высокой проницающей способностью, а также флюоресцирующим и фотохимическим действием, что и обусловило его использование в медицине. Большинство диагнозов подтверждаться благодаря рентгеновским исследованиям. Рентгеновская трубка – это устройство, в котором на находящиеся в вакууме в запаянном сосуде катод и анод («антикатод») подается мощный постоянный электрический потенциал. В результате электроны, испущенные катодом, ускоряются в электрическом поле и резко тормозятся при соударении с анодом. При этом испускается «тормозное излучение» – генерируется электромагнитное излучение рентгеновского диапазона. При этом часть энергии поглощается в теле исследуемого, что и определяет биологическое действие рентгеновского излучения, то есть способность этих лучей вызывать изменения в клетках, тканях и органах.

Показания и противопоказания те же, что и при других методах рентгенологического исследования. Специальных мер подготовки обычно не требуется. Рентгенографию выполняют с помощью рентгеновских аппаратов (Рентгеновские аппараты): стационарных, устанавливаемых в специально оборудованных рентгеновских кабинетах, и передвижных или переносных,

используемых в палатах реанимации, интенсивной терапии, у постели больного.

Изображение может быть получено путем прямого воздействия рентгеновского излучения, прошедшего через исследуемый объект, на фотопленку, которую затем проявляют и фиксируют. Для уменьшения лучевой нагрузки на больного, а также с целью получения более качественного изображения рентгеновское излучение преобразуют в световое, для чего используют два люминесцентных усиливающих экрана, между которыми помещают кассету с фотопленкой. Так называемую ксерорентгенографию (электрорентгенографию) производят без использования рентгеновской пленки, что снижает стоимость исследования. Детектором скрытого излучения в этом случае служит не рентгеновская пленка, а электростатически заряженная селеновая пластина. После экспозиции в специальном устройстве на пластину наносят угольный порошок и переносят изображение на бумагу.

Рентгенографию обычно проводят в двух взаимно перпендикулярных проекциях. Наряду с этим широко используют дополнительные и специальные проекции – косые, аксиальные, тангенциальные и рентгенография, что даёт возможность изучать невидимые или плохо видимые объекты, осматривать объект со всех сторон, вт.ч. в случае наложения одной структуры на другую. У детей раннего возраста при рентгенографии используют специальные фиксаторы или капсулы, в которых ребенок находится как бы в подвешенном положении, атаке фиксирующие стульчики. Эти приспособления ограничивают движения ребенка во время исследования.

Снимки, охватывающие часть тела (например, грудную клетку, брюшную полость), называют обзорными. На обзорных рентгенограммах могут быть выявлены повреждения костей и суставов, перфорации полого органа, патологического скопления газа и жидкости, отложения солей кальция и рентгенография Прицельная рентгенограмма – изображение какой-либо части

исследуемого органа или структуры, небольшого патологического объекта. Особое значение имеет прицельная рентгенография в условиях рентген контрастного исследования желудка и кишечника, когда число отдельных снимков, отражающих различные фазы деятельности этих органов, может достигать десятков. Прицельная рентгенография в различные периоды времени позволяет дать оценку состояния и функциональной активности органа в динамике (ширины органа, особенностей перистальтики, скорости пассажа рентген контрастного вещества, состояния сфинктеров).

За счет расхождения рентгеновских лучей отображение любой структуры на рентгенограмме несколько больше ее истинного размера. Степень увеличения тем больше, чем ближе исследуемый объект к рентгеновской трубке и чем дальше он находится от пленки, это используется для получения первично увеличенной рентгенограммы. Значительное (в 3–4 раза) увеличение исследуемого объекта и четкое его изображение получают также благодаря использованию остро фокусных рентгеновских трубок (фокусное пятно 0,3×0,3 мм и меньше) и высокого напряжения. Увеличительная рентгенография может быть эффективно использована для оценки небольших изменений структуры костей, суставов, при ангиографии и рентгенография. Для получения изображения органа или структуры, близкого по размерам к истинному, тело или его часть максимально приближают к кассете, а расстояние между кассетой и рентгеновской трубкой увеличивают. Подобная методика получила название теле рентгенографии. Наибольшее значение она имеет преследовании сердца, позволяя точно измерить величину органа и его частей. С целью снижения дозы излучения и повышения информативности исследования (возможность более отчетливого выявления структур, например элементов легочного рисунка) применяют так называемую щелевую рентгенография, при которой пучок рентгеновского излучения пропускают через перемещающуюся щель.

С помощью современных рентгеновских установок, оснащенных ЭВМ, возможен перевод изображения в цифровую форму. Обработка данных в памяти компьютера позволяет складывать и вычитать диагностические изображения, рассчитывать периметры и площадь объектов, их плотность, измерять фон рентгенограммы, достигать так называемого краевого эффекта и рентгенография. Такое исследование показано тучным больным, у которых обычная рентгенография недостаточно информации.

Литература

1. Рейнберг М.Г., Кронгауз А.Н. Рентгенотехника: Справочник в 2-х книгах/Под ред. Клюева В.В. 1980. – 383 с.

2. Бутовский К.Г. Технология и оборудование: учебное пособие для студентов машино- и приборостроительных специальностей / К.Г. Бутовский, В.Н. Лясников, – Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2000. – 234 с

3. Кореневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры, основанной на электрическом взаимодействии с биообъектами / Н.А. Кореневский, Е.П. Попечителев, В.Н. Гадалов. – Курск, 1997. – 211с.

ТЕХНОЛОГИЯ ЗАЛИВКИ СИЛУМИНОВОГО РАСПЛАВА

В.С. Тихонов

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В современном мире требуется экономия и материалов на создания и внедрения в производство принципиально новых технологий и материалов. В настоящее время этим требованиям отвечают алюминиевые деформируемые

сплавы, которые и используются наиболее активно в промышленности. Увеличение характеристик сплавов и их свойств, экономичности, и изготовления оборудования для других изделий выполняется прежде всего при применении технологий и материалов позволяющих повысить прочность, износостойкость, сопротивление коррозии и физические свойства изготавливаемых изделий. В целях повышения качества изделия используют специальные упрочняющие технологии, за счет которых можно достичь повышения таких свойств как физико-механических свойств, коррозионной стойкости и износостойкость и др.

Основная задача, стоящая перед литейным производством в нашей стране заключается в существенном общем повышение качества отливок, которое должно найти выражение в уменьшении толщины стенок, снижении припусков на механическую обработку и на литниково - питающие системы при сохранении должных эксплуатационных свойств изделий. Конечным итогом этой работ должно быть обеспечение возросших потребностей машиностроения необходимым количеством литых заготовок без существенного роста общего выпуска отливок по массе[2].

Объектом исследований является сплавы силумина «АК7Ч ГОСТ 1583-93» и «АК7Ч» [1] .

Целью исследования является определение так параметров как:

- прочностные свойства;
- ударной вязкости;
- микротвердости;
- толщины покрытия.

Исследование химических составов двух сплавов на рентгенофлуоресцентном анализаторе показало, химический состав «АК7Ч» и «АК12ПЧ».

Таблица 1

Химический состав АК7Ч

Fe	Si	Mn	Ti	Al	Cu	Zr	Mg	Zn	Примесей
до 1.3	6-8	0,2-0,6	до 0,3	87,6-93,6	до 1,5	0	0,2-0,5	до 0.5	всего 3.3

Таблица 2

Химический состав АК12ПЧ

Fe	Si	Mn	Ti	Al	Cu	Zr	Mg	Zn	Примесей
до 1.5	10-13	до 0.5	до 0.1	84,3-90	до 0.6	до 0.1	до 0.1	до 0.3	всего 2.7

При исследование микротвердости поверхности использовалась нагрузка в 9,8 Н с временем выдержки 15 секунд. Для сбора статистических данных на образце было проведено 3 измерения микротвердости в разных точках поверхности.

Число микротвердости HV• определяется по формуле:

$$HV = 1{,}854x\ P/d2 \qquad (1)$$

где P – нагрузка, кгс;

d- диагональ отпечатка,

d2– площадь боковой поверхности полученного пирамидального отпечатка, мм^2.

Таблица 3

Результаты исследования микротвердости

Сплав	1	2	3	Среднее значение
АК7Ч	HV=80,5	HV=97,6	HV=99,4	HB=92,5
АК12ПЧ	HV=69,3	HV=94,7	HV=96,2	HB=86,7

Основным отличием ударных нагрузок от испытаний на растяжение-сжатие или изгиб является гораздо более высокая скорость выделения энергии. Таким образом, ударная вязкость характеризует способность материала к быстрому поглощению энергии. Ударная вязкость – способность материала поглощать механическую энергию в процессе деформации и разрушения под действием ударной нагрузки [3].

Таблица 4

Результаты исследования ударной вязкости

Сплав	Образец 1	Образец 2	Образец 3
АК12пч	КС=5.4 Дж/см^2	КС=6.43 Дж/см^2	КС=6.46 Дж/см^2
АК7ч	КС=6,1 Дж/см^2	КС=5,8 Дж/см^2	КС=5,6 Дж/см^2

Выводы: Данные сплавы очень идентичны по физико- механическим характеристикам. А также близки по химическому составу друг к другу. На практике литейного производства использование сплава «АК12ПЧ» создает трудности для литейщиков производства, так как требует постоянного контроля химического состава (примесей) и добавление шихтового материала. При использование «АК7Ч» шихту добавлять не требуется.

Литература

1 Алюминиевые сплавы. Применение алюминиевых сплавов. Справочное руководство. Редакционная коллегия И.В. Горынин и др. Москва «Металлургия», 1978.

2. Материаловедение: учебник для высших технических учебных заведений. Б.Н. Арзамасов, И.И. Сидорин., Г.Ф. Косолапов. М.: Машиностроение, 1986. – 384 с., ил.

3. Лунев, Федор Андреевич. Силумин: Фасонное литье / Ф. А. Лунев. - Москва ; Ленинград : ОНТИ, Глав. ред. лит-ры по цветной металлургии, 1937 (Ленинград : 3 тип. ОНТИ). - 92 с., 1 вкл. л. : ил.; 22 см.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ И РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПРОТЕЗА КЛАПАНА СЕРДЦА

Н.М. Кривенцов, В.М. Таран
Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

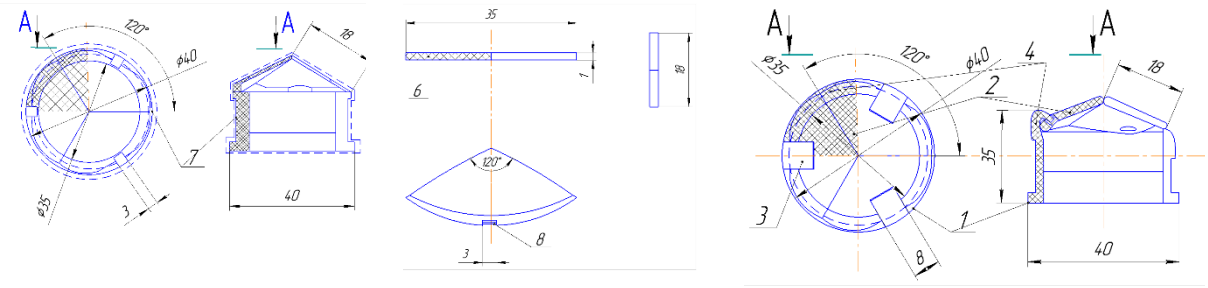
Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Цель работы: модернизация трехстворчатого клапана сердца путем изменения крепления и разработка технологии полирования деталей с целью уменьшения адгезии.

Искусственный клапан сердца работает следующим образом, ток крови, проходя по артерии, “врезается” в створки клапана, открывая их, проходит внутрь и из-за разницы в давлении створки закрываются и кровь проходит дальше. Предлагается модернизировать конструкцию клапана сердца следующим образом: выбрать материал пироуглерод, изменить крепление створок и их форму, а также нанести антибактериальное покрытие.

В данном эксперименте предлагается способ по уменьшению пористости на внутренней стенке клапана сердца и на его створках путем полирования. Целью данного эксперимента является разработка технологии полирования и уменьшения адгезии материала, и как следствие гидродинамического сопротивления конструкционных элементов ПКС. Для проведения эксперимента были взяты образцы в виде пластин 1х1 и 1х0.9 см. из материала

пироуглерод. Образцы были проверены на микротвердость, шероховатость, гидрофильность, а также добавлена корреляционная зависимость гидрофильности от шероховатости. Суть эксперимента заключается в том, что мы проверяем поверхность пироуглерода на смачиваемость, тем самым прогнозируем его поведение в организме человека.



а б в

Рис. 1. Корпус клапана сердца, где а -– модернизированный трехстворчатый клапан сердца: 7 – корпус, обработанный полированием, б – модернизированная створка: 6 – материал пироуглерод; 8 модернизированное крепления, в- Искусственный трехстворчатый клапан сердца патент РФ 2469680: 1 – корпус; 2 – створка; 3 – крепежный элемент; 4 – материал пироуглерод

Гидрофильность – это свойство вещества взаимодействовать с жидкостью, чем выше гидрофильность материала, тем легче он смачивается жидкостью. Результаты исследования гидрофильности можно наблюдать в таблице 1.

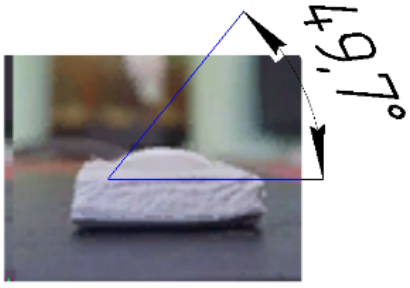


Рис. 2. Образец, обработанный 2000 мкм. наждачной бумагой

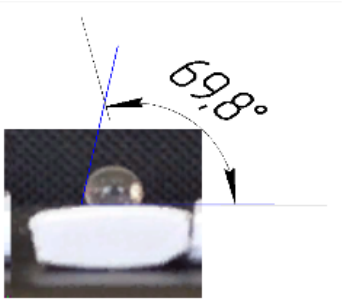


Рис. 3. Образец, обработанный 800 мкм. наждачной бумагой

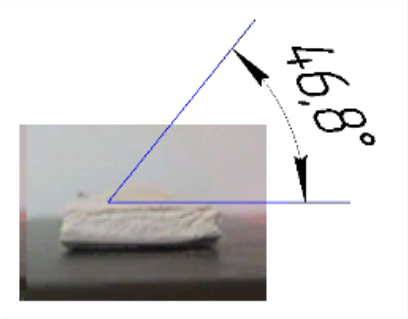


Рис. 4. Образец 1 из пироуглерода (без обработки)

Мы экспериментально определили углы смачивания поверхности двух жидкостей с различными значениями дисперсионной и полярной составляющей, поэтому можем создать систему двух уравнений, в которых в качестве неизвестных будут полярная и дисперсионная компоненты.

Корреляционная зависимость – это взаимосвязь двух или более величин. При этом изменения значений одной или нескольких из этих величин сопутствуют систематическому изменению значений другой или других величин.

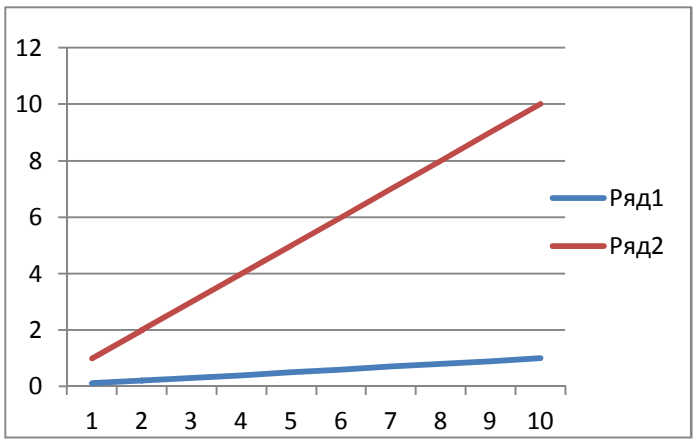


График 1 – Корреляционная зависимость гидрофильности от шероховатости, ряд *1*– гидрофильность, ряд *2*– шероховатость

На графике видно, что при увеличении шероховатости, уменьшается адгезия пироуглерода, следовательно жидкость будет смачивать поверхность меньше.

Был проведен анализ гидродинамики крови в программе SolidWorks, результаты можно наблюдать на рисунке 5, 6, 7, 8, 9.

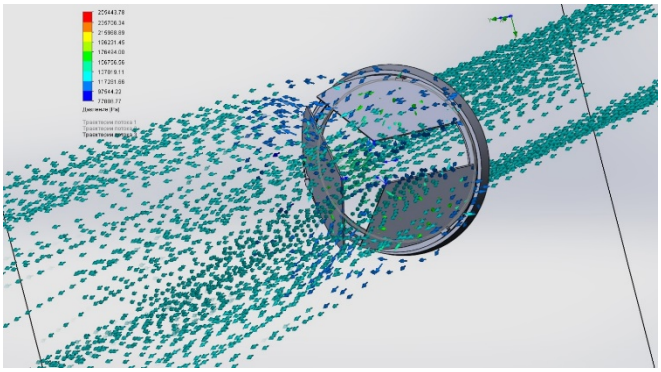


Рис. 5. На 30 градусов открыты створки

Исходные данные: давление потока 125000 Па, вязкость крови 3,4 мПа*с, скорость потока крови 50 см/сек. Давление потока на клапан от 97544 Па до 176494 Па, что является удовлетворительным.

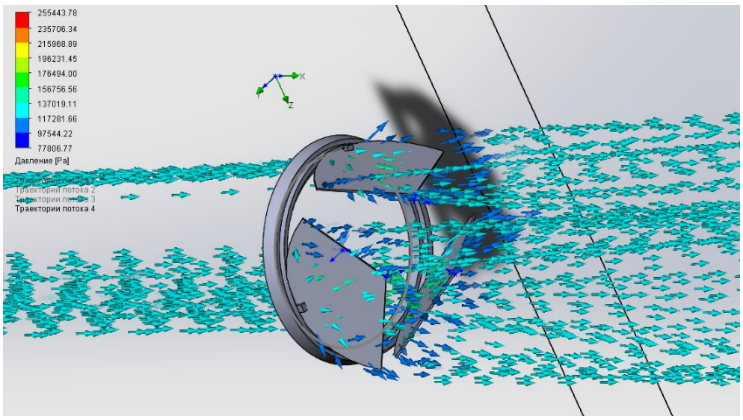


Рис. 6. На 60 градусов открыты створки

Давление потока от 96422 Па до 134245 Па, что является удовлетворительным

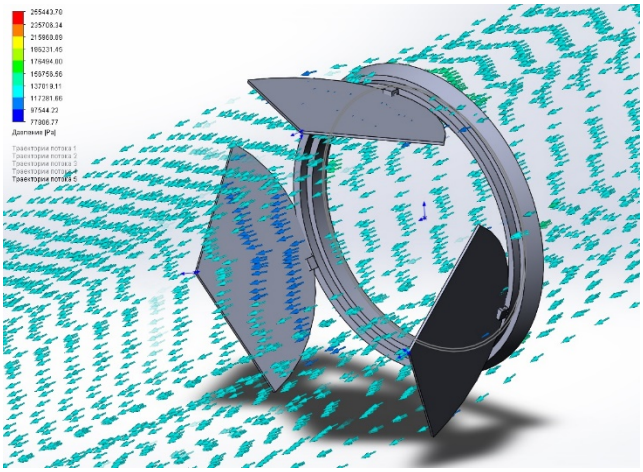


Рис. 7. На 85 градусов открыты створки

Давление потока от 77806 Па до 137019 Па, что является удовлетворительным

Вывод: модернизирован трехстворчатый клапан сердца путем изменения крепления, разработана технология полирования деталей с целью уменьшения адгезии.

ПОЛУЧЕНИЕ ОКСИДИРОВАННЫХ СЛОЁВ НА ТИТАНОВЫХ СПЛАВАХ МЕТОДОМ МИКРОДУГОВОГО ОКСИДИРОВАНИЯ

Д.В. Леонов, Г.В. Сергеева

Научный руководитель: к.х.н., доцент И.Ю. Гоц

Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

Титан – пластичный металл; он хорошо поддается механической обработке: резанию, сверлению, фрезерованию, шлифованию. Изготавливать из него различные конструкции не труднее, чем из нержавеющей стали. Титан – немагнитный материал с низкой электропроводностью, что особенно ценно, так как благодаря этому можно использовать физиотерапию для лечения больных, в организме которых находятся титановые конструкции. Все это делает титан весьма перспективным для широкого применения в медицине. Два больших преимуществ титана являются его высокой прочностью к весу и его коррозионной стойкостью. Титан стал металлом выбора в области медицины. Из титана делают хирургические инструменты, стержни, штифты, пластины и т.д. Наряду с известными покрытиями плазменного напыления для улучшения остеоинтеграции применяются и оксидные слои, полученные методом микродугового оксидирования (МДО).

Микродуговое оксидирование (МДО) – один из наиболее перспективных методов поверхностной обработки материалов. Микродуговое оксидирование дает возможность получать многофункциональные покрытия с уникальным комплексом свойств. Отличительной характерной чертой МДО является участие в процессе формирования покрытия поверхностных микроразрядов, оказывающих весьма существенное и специфическое воздействие на формирующееся покрытие. Возможность формировать функциональные покрытия в электролитах на основе растворов щелочей малой концентрации известна, но данные о характеристика, формируемых при этом покрытий на титановых сплавах почти отсутствуют.

Целью данной работы является установление закономерностей роста толщины и плотности анодной пленки с увеличением плотности электрического заряда, прошедшего через образец во время МДО.

При проведении исследований были использованы образцы в форме прямоугольных пластин размерами общей площадью 5 $см^2$ из титанового сплава ВТ1–0.

Микродуговое оксидирование проводили на лабораторной установке с плавной регулировкой тока, позволяющей задавать различные электрические режимы, в ванне из нержавеющей стали, служившей вторым электродом. Перемешивание электролита производилось сжатым воздухом, термостабилизация осуществлялась прокачиванием холодной воды через рубашку водяного охлаждения электролитической ванны.

Для реализации процесса микродугового оксидирования был выбран щелочной электролит, содержащий NaOH концентрацией 3 г/л. Образец погружали в водный раствор электролита и проводили микродуговое оксидирование.

Измерение открытой пористости и осмотр структуры поверхности выполняли с использованием анализатора изображений АГПМ-6М и программы «Металлограф».

Электрический заряд, прошедший через образец во время процесса МДО, был рассчитан по формуле:

$$Q_{мдо} = it, Кл / см^2. \quad (1)$$

i- плотность анодного тока , $А/с\,м^2$;

t- длительность оксидирования , (t=900 с).

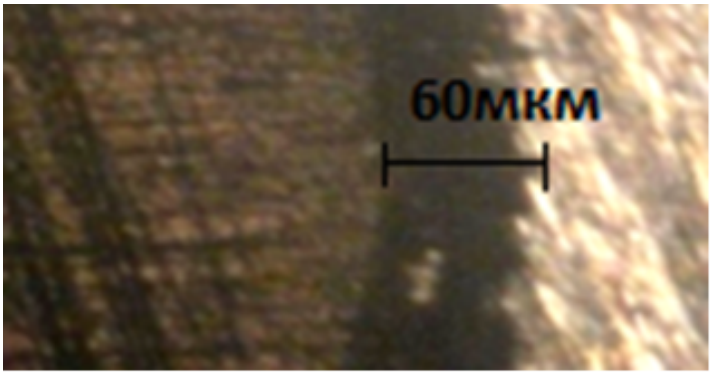


Рис. 1. Фотография поперечного микрошлифа МДО покрытия, сформированного в NaOH

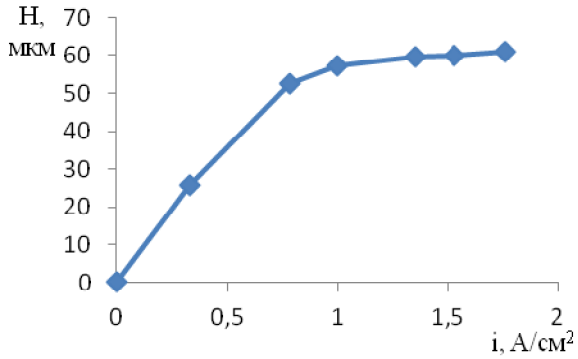


Рис. 2. График зависимости толщины покрытия от плотности тока

Определение толщины покрытия проводили с помощью микроскопа со встроенной шкалой микрометра для этого были приготовлен микрошлиф в поперечном сечении (рис. 1). На рис. 2 представлена графическая зависимость от режима МДО. Зная толщину покрытия

$$H = \frac{\Delta m \cdot 10}{S\rho} \quad (2)$$

где: Δm- масса покрытия, г/см^2;

S-площадь, см^2;

ρ-плотность металла покрытия, г/см^3.

Вычислили плотность сформированных оксидных плёнок

$$\rho = \frac{H}{\Delta m * 10^4} \quad (3)$$

Представленная на рис. 3.

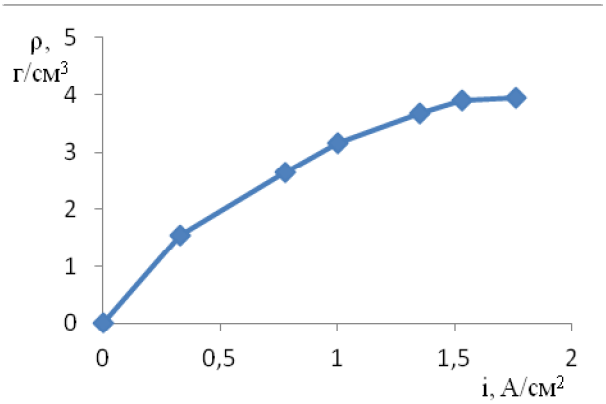


Рис. 2. График зависимости плотности покрытия от плотности тока

Как видно из этих рисунков, общий характер зависимостей сохраняется, что свидетельствует о принципиальной возможности протекания предложенного механизма процесса.

Масса Ti, которая участвовала в реакциях окисления, определена из соотношения

$$m_{Ti} = V_{Ti}\ \rho = Sh\rho, г$$

где S – площадь поверхности образца; h – толщина слоя прореагировавшего Ti, мкм; ρ – плотность Ti, ρ =4,54 г/см3 .

Был проведен расчет величины заряда, пошедшего на окисление титана

$$Q_{окс} = \mathrm{m_{Ti}\ F\,Z/\mu}$$

где F – 9,65 × 104 Кл/моль; Z – 4; μ – 48 г/моль.

Величина заряда, перенесенного ионами при окислении титана, составила величину 1013 $Кл/см^2$.

i, А$см^2$	Δm, г/$см^3$	H, *мкм*	ρ, *г/$см^3$*	Q мдо, *Кл/$см^2$*	Q окс, *Кл/$см^2$*
Эталон	-	-	-	-	-

0,30	0,004	25,91	1,54	270	2418
0,80	0,046	32,43	2,65	720	6447
1,0	0,018	57,38	3,15	900	8058
1,35	0,022	59,65	3,68	1215	10879
1,55	0,023	59,82	3,90	1395	12491
1,75	0,024	61,16	3,95	1575	14102

Процесс микродугового оксидирования (МДО) нашёл широкое применение в промышленности. Оксидирование применяется с целью упрочнения и повышения коррозионной стойкости изготавливаемых изделий работающих в агрессивных средах.

Согласно приведенному эксперименту данное увеличение плотности анодного тока приводит к увеличению величины электрического заряда ,к увеличению массы, толщины и плотности оксидированного покрытия на титановой основе.

Литература

1. Ракоч, А.Г. Микродуговое оксидирование легких сплавов / А.Г. Ракоч // Металлург. –2010. –№6. – С. 58-61.

2. Микродуговое оксидирование (теория, технология, оборудование) / И.В. Суминов [и др.]. – М.: Экомет, 2005. – 368 с

3. Суминов И.В. Микродуговое оксидирование (обзор) / И.В. Суминов, А.В. Эпельфельд, Б.Л. Крит. Москва: МАТИ, 2013. – 226 с.

4. Нечаев Г.Г. Микродуговое оксидирование титановых сплавов в щелочных электролитах Том 14, № 4, С. 453–455 , УДК 543.251. 2012 г.

5. Марков. Г. А. Микродуговые и дуговые методы нанесения защитных покрытий / Г. А. Марков. О. П. Терлеева. Е. К. Шулепко // Тр. Моск. ин-та нефти и газа им. И.М. Губкина,- М.. 1985,- С. 54-56.

6. Установка микродугового оксидирования [Электронный ресурс].

URL: http://rpp.nashaucheba.ru/docs/index-155372.html

7. Особенности формирования покрытий при микродуговом оксидировании / Е.А. Кривоносова, С.С. Подшивалкин, А.И. Горчаков, Ю.В.Щербаков // Сварка и контроль – 2013: материалы междунар. науч.-техн.конф., посвященной 125-летию изобретения Н.Г. Славяновым электродуговой сварки плавящимся электродом, Пермь, 15–17 мая 2013 г.– Пермь: Изд-во Перм. нац. исслед. политехн. ун-та, 2013. – С. 170–181.

8. Нечаев Г. Г., Попова С. С. // Электрохимические и электролитноплазменные методы модификации металлических поверхностей: материалы III Международной науч.-техн. конф. Кострома. 2010. С. 270.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА

М.В. Загибашев

Научный руководитель: ассистент О.А. Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Позвоночные диски – это соединительные эластичные прокладки-амортизаторы между позвонками. Именно эти структуры обеспечивают подвижность спины без защемления спинного нерва. Из-за неправильного образа жизни или вследствие заболеваний позвоночные диски могут разрушаться или уплотняться. Это вызывает нарушение иннервации и приводит к болям в спине, которые, в свою очередь, резко снижают качество жизни (рис.1)[1].



Рис. 1. Виды заболеваний межпозвоночного диска

Для лечения при разрушении позвоночных дисков используется эндопротезирование искусственными дисками.

Целью данной работы было усовершенствовать конструкцию эндопротеза межпозвоночного диска. За прототип был взят патент диска, обладающий канальной структурой.

В настоящее время существует великое множество различных вариантов эндопротезов межпозвочного диска и каждый обладает своими положительными и отрицательными качествами. Представленный патент № 2478353 (рис. 2) эндопротеза межпозвоночного диска с канальной структурой направленной на максимально возможное прорастание эндогенной кости сквозь эндопротез [2].

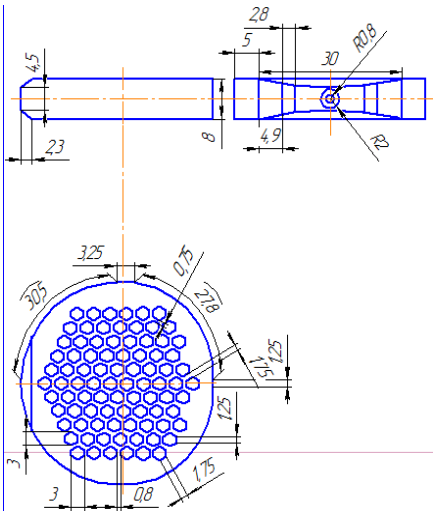


Рис. 2. Общий вид имплантата (патента № 2478353)

Однако прототип, обладает существенным недостатком. Полное отсутствие какой-либо крепежной системы между позвонками. Поэтому была предложена модификация конструкции прототипа, в виде зубчатой межпозвоночной пластины.

Активные исследования и разработки межпозвоночных эндопротезов были продиктованы неудовлетворенностью спинальных хирургов результатами жесткой фиксации позвоночника, которая приводила к изменениям биомеханики позвоночника, и, как следствие, усиливала и ускоряла возникновение дегенеративных болезней, с вовлечением соседних сегментов. Трансплантация искусственных межпозвонковых дисков позволяет сохранить естественную биомеханику позвоночника при равномерном распределении нагрузки на все сегменты позвоночника.

Поэтому решено модернизировать конструкцию эндопротеза следующим образом: выбрать в качестве материала технически чистый титан ВТ1-0, изменить конструкцию эндопротеза межпозвоночного диска убрав центральные каналы, добавив вместо них межпозвоночные пластины с зубцами, которые имеют форму равнобедренных треугольников, для надежного закрепления эндопротеза (рис. 3).

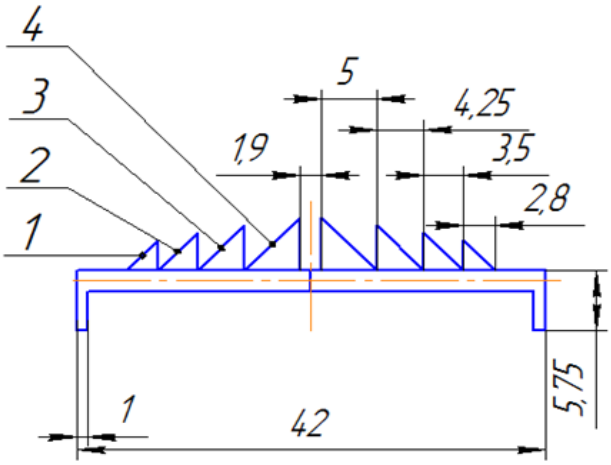


Рис. 3. Межпозвоночная пластина с зубцами

Чертеж модифицированной конструкции представлен на рисунке 4. Зубцы в межпозвоночных дисках уже зарекомендовали себя, как надежное конструкторское решение, а в сочетании с канальной структурой эндопротеза обеспечит надежную фиксацию между позвонками.

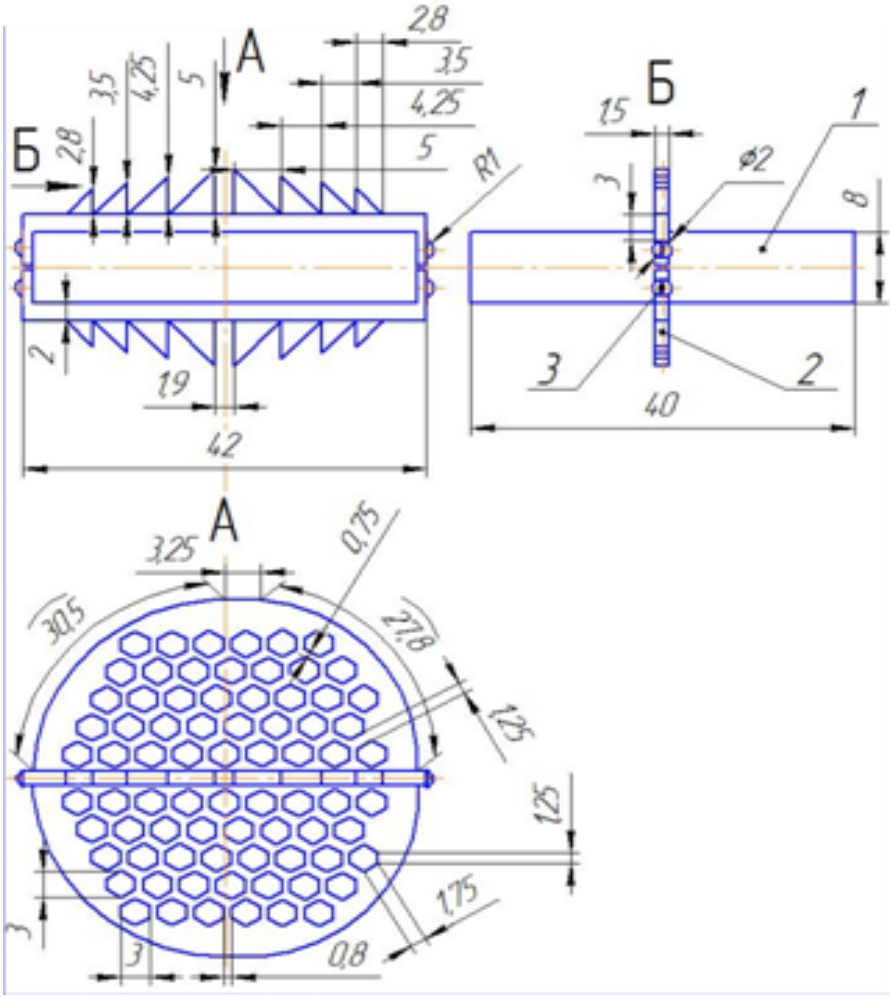


Рис. 4. Общий чертеж модифицированного эндопротеза межпозвоночного диска

Литература

1. Загибашев М.В., Маслова К.А., Бирюкова К.С., Пичхидзе С.Я. Увеличение срока эксплуатации имплантата межпозвоночного диска с помощью сплава Ti_3Au. Ljournal.ru Сборник научных трудов по материалам

XIX международной научной конференции «Тенденции развития науки и образования», 31 октября 2016 года, Самара 2016. С. 13-14.

2. Патент РФ № 2478353 от 10.04.2013. Межпозвонковый имплантат / Краус Килиан.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОКРЫТИЙ ИСКУССТВЕННОГО КЛАПАНА ДЛЯ СНИЖЕНИЯ ТРОМБООБРАЗОВАНИЯ

Е.А. Пронина[1], Е.В. Шарыпова[1], Т.С. Кириязи[3]

Научные руководители: д.м.н., доцент Е.А. Пронина[1],
д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе[2]

[1]ЦНИЛ «Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского Минздрава РФ», г. Саратов,

[2]Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов,

[3]Саратовский медицинский университет «Реавиз», г. Саратов

Потребность в клапано-заменяющих операциях в мире составляет около 200 тысяч в год. Искусственный клапан сердца (ИКС) служит для замены пораженного клапана, чтобы восстановить его функцию и нормальную работу сердца. Существует два типа ИКС: механические и биологические, каждый из типов имеет свои особенности, но так же и недостатки [1].

Количество механических искусственных клапанов сердца составляет около 60% от общего числа имплантированных клапанов. С цель улучшения функциональных характеристик искусственные клапаны периодически модернизируют. Ответная реакция тромбоцитов на металлическую поверхность клапана – главный недостаток механических

клапанов. Тромбоциты так устроены, что реагируют на металл как на признак повреждения эндотелия (внутреннего слоя кровеносных сосудов и сердечных полостей). Тромбоциты оказываются активированными по ложному признаку и начинают образовывать тромбы для «заклейки» якобы поврежденного эндотелия. Это создает реальную угрозу развития синдрома хронического диссеминированного внутрисосудистого свертывания и специфических осложнений: тромбоза и тромбоэмболии. Поэтому после имплантации механического клапана требуется непрерывное антикоагуляционное лечение [2].

Антикоагулянты – группа лекарственных препаратов, подавляющих активность свертывающей системы крови и препятствующих тромбообразованию за счет угнетения образования фибрина [3].

Пришивную манжету, которую устанавливают на наружной поверхности корпуса, изготавливают из био- и гемосовместимого, механически прочного полиэфирного волокна: тефлона, полиэстера или дакрона. Материалы, из которых изготавливают клапаны, должны проверяться на коррозионную стойкость и на устойчивость к воздействию крови [4].

Фторлон-4 – синтетическое волокно, полученное сополимеризацией тетрафторэтилена (ТФЭ) и винилидендифторида (ВДФ). Это волокно является стойким к действию концентрированных растворов кислот, щелочей и окислителей. Нити химически стойки, биологически инертны, имеют малый коэффициент трения [5].

Целью нашей работы является замена манжеты на тканый материал Фторлон-4, с последующей обработкой раствором антикоагулянта манжеты протеза, для предотвращения тромбообразования и защиты от адгезии микробных тел.

Поставленная цель достигается тем, что ткань манжеты пропитывается трехкратно насыщенным раствором антикоагулянта гепарина натрия (раствор для инъекций 5000 МЕ/мл) с трехкратным просушиванием, после чего обрабатывается 3% раствором медицинского клея «Сульфакрилат» в химически чистом ацетоне с последующим высушиванием до полной полимеризации клея.

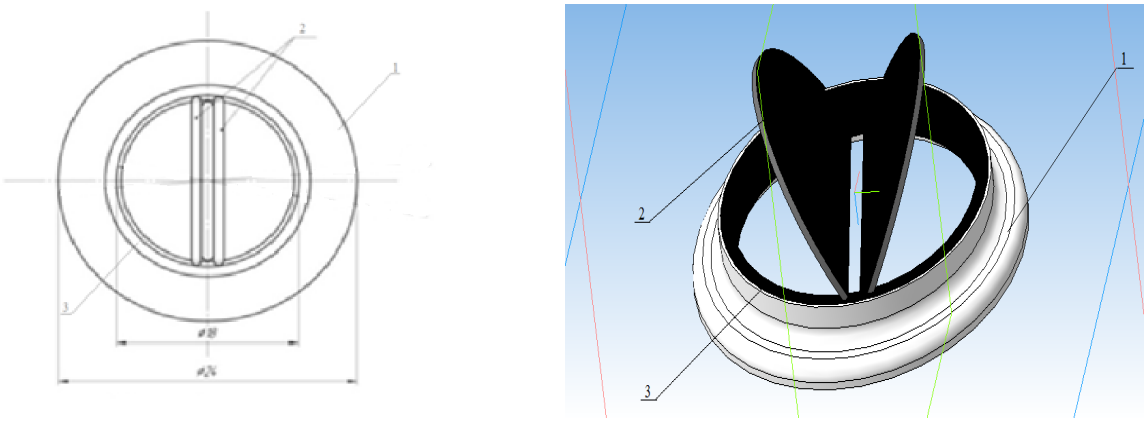


Рис. 1. Изменённый клапан сердца, где: 1 - манжета из Фторлон-4; 2 - первая створка, вторая створка из углеситалла марки УСБ-М (ТУ 044 – 38); 3 - корпус

Способ обработки манжеты протеза искусственного клапана сердца осуществляется следующим образом. Протез стерилизуется способом согласно инструкции производителя. После чего в стерильных условиях насыщенным раствором антикоагулянта в 96% этиловом спирте, изолировав предварительно запирающий элемент и седло протеза перчаточной резиной, через шприц обрабатывается манжета до интенсивного насыщения. После полного высыхания раствора антикоагулянта процедура повторяется еще дважды. В среднем время высыхания не превышает 10-15 минут. Затем манжета обрабатывается однократно через шприц 3-5% раствором клея «Сульфакрилат» в химически чистом ацетоне с последующим высушиванием до полной полимеризации клея. Используемый медицинский клей обладает выраженными электретными свойствами и препятствует тромбообразованию на поверхности

манжеты. Более высокая концентрация клея или увеличение числа пропитывания манжеты клеем приводит к изменению эластических свойств ее и затрудняет прокалывание атравматической иглой. Обработанные таким способом протезы помещаются в герметически закрываемую стерильную аптечную склянку и хранятся в течение длительного времени [6, 7].

Выводы: показано, что Фторлон-4 – как тканый материал манжеты, с последующим нанесением на него раствора антикоагулянта, способствует снижению тромбообразований. В результате этого происходит уменьшение приёма антикоагулянтов, а также способствует защите тканевой манжеты протеза от проникновения микроорганизмов.

Литература

1. Петровский Б.В. Большая Медицинская Энциклопедия. Третье издание. – М., 1989. – Т. 1, с. 30.

2. Тарутис Виргилиус, Туркевичус Гинтарас. Преимущества и недостатки искусственных клапанов сердца. – Вильнюс, Литва, 2015. – с. 93 – 100.

3. Антикоагулянты и их применение в медицине. Электронный ресурс. http://it-vpol.ru/antikoaguljanty-preparaty-spisok.

4. П.И. Орловский, В.В. Гриценко, А.Д. Юхнев, С.В. Евдокимов, В.И. Гавриленков. Искусственные клапаны сердца. – М., 2007. – 435с.

5. Дзюра Е.А., Серебро А.Л., Кирюшина Н.Д.//Каучук и резина. 1983.- №12.

6. Патент №2141260 от 20.11.1999. Способ обработки манжеты протеза искусственного клапана сердца / Плечев В.В., Евсюков А.А., Корнилаев П.Г., Ильтеряков О.Ф.

7. Патент №2156140 от 17.11.199. Клей медицинский / Толстиков А.Г., Толстиков Г.А., Воробьева А.И., Марченко В.Т., Кривошапкин А.Л.

ПРИМЕНЕНИЕ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОКРЫТИЙ ПРИ ПРОИЗВОДСТВЕ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ

Н.В. Протасова, А.А. Латыпова, А.Г. Тарасов
Научный руководитель: д.т.н., профессор В.Н. Лясников

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Титан и его сплавы, а также биоактивные материалы в настоящее время широко используются при изготовлении медицинских имплантатов в травматологии, ортопедии и стоматологии [1-3]. Так, в стоматологии для исправления дефектов зубных рядов они, как правило, представляют собой конструкцию, состоящую из основы (компактный металл) и системы переходных слоев (титан, смесь титана и гидроксиапатита и др.). Обычно внешний слой имплантата представляет собой чистый гидроксиапатит.

Известно, что дентальные имплантаты в процессе использования должны отвечать ряду достаточно жестких требований [3-4]. Основными из них являются их механическая прочность при циклических нагрузках, а также биологическая совместимость с человеческими тканями. Эти материалы должны быть технологичными при изготовлении и формировании из них современных внутрикостных имплантатов [4-8].

В этой связи целью данной работы является разработка и создание высокоэффективных наноструктурированных плазмонапыленных слоистых систем на поверхности внутрикостных имплантатов.

В качестве материалов для исследования характеристик внутрикостных имплантатов использовали: основу имплантата из титана марки ВТ1-0 и ВТ1-00 и систему из плазмонапыленных переходных слоев титана и гидроксиапатита.

Образцами для исследования служили титановые пластины (10х10х2 мм), на которых формировали систему из слоев титана и гидроксиапатита. Электроплазменное напыление производили на автоматизированной установке плазменного напыления УПН 28 [1]. Исследования структуры напыленных покрытий в нанометровом диапазоне предусматривало определение размера зерен поверхности гидроксиапатита и титана, сформированных при различных технологических режимах напыления. Измерения производили с помощью сканирующего зондового микроскопа СММ-2000 в режиме атомно-силовой микроскопии (АСМ), метода рентгенофазового анализа и разработанного нами метода измерения поверхностной пористости напыленного покрытия.

В результате исследований было установлено, что поверхностная структура покрытия из гидроксиапатита существенно зависит от технологического режима напыления: дистанции напыления (L); тока дуги плазмотрона (I); дисперсности напыления (Δ); лазерного и ультразвукового облучения. Нанорельефный характер напыленного покрытия заметно проявляется при увеличении доли кристаллической фазы гидроксиапатитового покрытия под воздействием ряда факторов: ток плазменной дуги (I); дистанция напыления (L); тепловой поток, подлетающих к подложке частиц с определенной дисперсностью, морфологией поверхности и скоростью полета, а также скоростью затвердевания адсорбированных на подложку частиц. Значительное влияние на формирование наноструктурированных областей напыленного покрытия оказывает также лазерное и ультразвуковое воздействие.

Так, при амплитуде ультразвуковых колебаний от 8 мкм до 15 мкм (параллельно потоку частиц), примерно 75% покрытия имеет углубления до 50

нм, что свидетельствует об интенсивной кавитации и формировании оптимального микрорельефа поверхности биокомпозиционных покрытий.

Литература

1. Лясников В.Н., Лясникова А.В., Дударева О.А. Плазменное напыление: монография, Саратов: Сарат. гос. тех ун-т, 2016. 643 с.

2. Лясников В.Н., Протасова Н.В., Толмачев К.С. Плазмонапыленные материалы и покрытия. Свойства. Технология. Оборудование. Применение: учебное пособие по специальным дисциплинам для бакалавров и магистров университетов; М-во образования и науки РФ, Саратовский гос. тех. ун-т. – Саратов : Издательство СГТУ, 2012. – 474с.

3. Лясников В.Н. Свойства плазмонапыленных порошковых покрытий// Перспективные материалы. – 1995. - №4. – с.61.

4. КалгановаС.Г., Лясников В.Н. Научные основы создания современных дентальных имплантатов с биоактивным покрытием // Новое в стомотологии. Спец. вып. «Имплантаты в стомотологии». 1999, №2. С. 24-28.

5. Лясников В.Н., Протасова Н.В., Липилин А.В. Электроплазменные покрытия в электронике, машиностроении и медицине; Саратовский государственный технический университет. Саратов, 2014.

6. Investigation of the properties of biocomposite plasma coatings «titanium-magnesium-substituted calcium phosphates» / Lyasnikova A.V., Dudareva O.A., Grishina I.P., Markelova O.A., Lyasnikov V.N. // Letters on Materials, 2018, Vol. 8. Iss. 2. P. 202-207.

7. A Study of Plasma-Sprayed Nanocomposite Coatings Based on Magnesium-Substituted Tricalcium Phosphate / Lyasnikova, A.V., Grishina, I.P., Dudareva, O.A., Markelova, O.A., Lyasnikov, V.N. // Protection of Metals and Physical Chemistry of Surfaces, 2018. Vol. 54. Iss. 3. P. 389-392.

8. Comparative Analysis of Plasma Bioceramic Coatings Based on Zinc-Substituted Hydroxyapatite and Tricalcium Phosphate / Lyasnikova, A.V., Dudareva, O.A., Lyasnikov, V.N., Markelova, O.A., Grishina, I.P. // Glass and Ceramics, 2018. Vol. 75, Iss. 3-4. P. 163-167.

«ГОЛЛИВУДСКАЯ» УЛЫБКА – ВИЗИТНАЯ КАРТОЧКА ЛИЧНОСТИ В СОВРЕМЕННОМ МИРЕ

А. А. Богданова[1], Л. А. Кон[1], М.М. Коротков[2]

[1]Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

[2]Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова, г. Москва

Красивая и здоровая улыбка является неотъемлемым критерием человеческой внешности в современном мире. Антропологически говоря – зубы средство нашего выживания. Они необходимы нам, чтобы пережевывать пищу. Улыбаясь, мы привлекаем и располагаем к себе окружающих. Если откладывать в сторону негативные психологические последствия потери зубов, то плохая улыбка представляет большую угрозу для нашего социального выживания. Исследования показывают, что 87% суждений о незнакомых людях производятся мгновенно, только лишь по внешнему виду. Недавний опрос, проведенный компанией Oral-B, показал, что 68% респондентов уверены, что люди с хорошими зубами имеют высшее образование, а 82% думают, что они получают более высокую заработную плату.

Главная цель человеческого бытия развернуть свои потенциальные возможности, проявить в жизни то, что дано от природы [2]. Существует

мнение, что каждый человек красив по-своему, тогда почему кто-то нам бывает неприятен внешне, а кто-то наоборот? Одним из факторов, влияющих на восприятие личности собеседником, является здоровая или «голливудская» улыбка, о которой мы поговорим в нашей статье. Что же вообще такое «голливудская» улыбка в нашем понимании? Это не только белоснежные и ровные зубы, но и отсутствие различных дефектов мягких и твердых тканей полости рта.

Красивая и здоровая улыбка – часть имиджа человека. Однако, некоторые заболевания зубов и других тканей полости рта, неправильное развитие челюстей, полученные в процессе жизни различные травмы лишают людей возможности улыбаться. К тому же они приводят к нарушению функций речи, жевания и как результат – к заболеваниям желудочно-кишечного тракта и других систем организма. По сложившемуся общественному мнению отсутствие зубов ассоциируется со старостью, бедствием или неблагополучием [5].

Исследования показали, что более 90% решений по отбору претендентов фирмами США принимаются по итогу личной беседы, основная цель которой является оценка уровня образования претендента, его внешнего вида, где одним из критериев является хорошее состояние зубов полости рта и конечно же личных качеств [1].

Известный американский психолог Дейл Карнеги показал американцам и европейцам значение улыбки, а стоматологам - работу по ее преображению [6].

Один из его афоризмов об улыбке убедителен, а именно «...улыбка ничего не стоит, но дорого ценится» [4]. Людям со здоровыми зубами и красивой улыбкой легче заводить знакомства, показывать свои настоящие эмоции [3].

В Европе люди считают, что потеря одного зуба – это драма, крупный эстетический дефект, который необходимо незамедлительно восполнить [6].

Приведем один пример из жизни известного человека. Имя Тома Круза ассоциируется с голливудской улыбкой, которая является синонимом успеха. Актер испытал на себе все новшества стоматологии: различные брекет-системы, процедуры отбеливания, виниры. В начале карьеры агенты утверждали, что ему не видать главных ролей, пока он не устранит проблему с зубами. В итоге дефектный зуб был удален, а на его место установлен имплантат. Так к 40-ка годам прикус был исправлен за счет ортопедических конструкций. Том утверждает, что «голливудская» улыбка – это действительно синоним успеха.

По результатам поведенного нами опроса, в котором приняли участие 90 респондентов, из которых 47% мужчин и 53% женщин выяснилось, что больше половины опрошенных (84%) согласны с утверждением, что « Здоровая улыбка - визитная карточка человека».

Так же 66% опрошенных считают, что общение с человеком, обладающим красивой улыбкой, более приятно.

Показательными являются результаты, демонстрирующие то, какие эмоции испытывает человек в первые минуты знакомства с собеседником. Так, мнение респондентов разделилось поровну: первая половина (45,6%) сразу же обращает внимание на состояние зубов полости рта, при этом одни испытывают негативные эмоции (22,6%) другие не испытывают никаких эмоций (22,6%), вовсе не обращают внимание на патологии со стороны полости рта 4,3%. Вторая половина (50,5%) не сразу обращает внимание на состояние зубочелюстной системы, причем заметив патологию, большинство не испытывает отрицательных эмоций (38,7%), в то время как 11,8% обращают внимание на замеченные ими дефекты.

Оказалось, что среди респондентов у 47,3% отсутствует дефекты зубных рядов, а 52,7% имеют патологию, половина из которых стесняются своей улыбки (22,6%). Вероятно, это связано с тем, что на их мнение значительное

влияние оказывают средства массовой информации, рекламируя образ успешного человека с идеально ровной и белоснежной улыбкой.

Резюмируя вышеизложенное, можно сделать выводы, что здоровые красивые зубы действительно придают современному человеку уверенность в своей привлекательности. Нездоровые же зубы помимо боли и дискомфорта усиливают закомплексованность, снижают самооценку, способны вызывать депрессию и другие психологические проблемы как у женщин, так и у мужчин. Доказано, что безупречная улыбка делает личность доступной и помогает открывать двери к успеху, такая улыбка поистине располагает и притягивает собеседников. Находит ли человек кого-то привлекательным или нет, он понимает это в течение нескольких секунд. В оценке привлекательности большое значение имеет лицо. Так, цвет, форма и размер глаз, губ, длина и цвет волос актуальны. Но, прежде всего – зубы. Пигментированные или поврежденные зубы являются непривлекательными также, как и асимметричная линия зубов. В свою очередь, люди с красивыми белыми и ровными зубами кажутся симпатичными, располагающими и более успешными. Что важно как в личной, так и в профессиональной сфере. Красивая и здоровая улыбка не только повышает наше настроение, производя эндорфины, но также улучшает взаимопонимание. Обрести красивую улыбку никогда не поздно. Проведение любых стоматологических вмешательств существенно улучшают качество жизни у всех пациентов в любом возрасте. Это достигается путем планирования лечения и подготовки пациентов к вмешательствам с учетом их психотипов [7]. Некоторые пациенты только после лечения зубов снова осмеливаются улыбнуться по-настоящему и, наконец, снова чувствуют себя уверенно и удобно в своей социальной жизни. Это также влияет на формирование доверия и позитивного отношения в врачам-стоматологам, что позволяет вместе достичь основной цели пациента - «Голливудской улыбки» [8;9]. Так почему же красивые зубы имеют такое

важное значение? Какие преимущества они дают и как улучшают жизнь человека? Прежде всего, секрет кроется в самоуважении. Ведь чем комфортнее человек себя чувствует, тем чаще он улыбается и становится более уверенными в себе. Самооценка человека повышается не только потому, что с красивыми зубами личность считает себя более привлекательной, но и потому, что получает подтверждение этому от других.

Литература

1. Базаров Т. Ю. Психология управления персоналом. Теория и практика: учебник для бакалавров/ Т. Ю. Базаров. – М. : Юрайт, 2014. – 381 с. – Серия : Бакалавр. Углубленный курс. С. 171.

2. Горянина В.А. Психология общения: учеб. пособие для студ. высш. учеб. заведений. М.: Издательский центр «Академия», 2002. ↕ 416 с.

3. Денисова Ю.Л. Современные вопросы эстетической стоматологии / Ю.Л. Денисова // Стоматолог. – 2014. – № 2. – С. 39– 44.

4. Карнеги Д. Цена Улыбки. Материал из Википедии – свободной энциклопедии. – 2013.

5. Основы технологии зубного протезирования: в 2 т. Т. 1 [Электронный ресурс] : учебник/ С. И. Абааров [и др]. ; под ред. Э. С. Каливраджиняна – М.: ГЭОТАР– медиа, 2016. – С. 54-55.

6. Петрикас А.Ж., Петрикас О.А. Красота, улыбка, искусство, стоматология Верхневолжский мед. журнал 2013. – Т. 11, № 2 С. 35– 37.

7. Турусова Е.В., Булкина Н.В. Параметры качества жизни стоматологических пациентов различных психотипов // Саратовский научно-медицинский журнал. 2016. Т. 12. № 1. С. 49-51.

8. Рыжова Е.А., Петрова А.П. Формирование долгосрочных позитивных отношений врача-стоматолога и пациента// Дентал Юг. 2010. № 5. С. 56.

9. Кривенцева Т.Н., Татаринцева Е.С., Петрова А.П., Турусова Е.В. Образ идеального врача-стоматолога// Международный студенческий научный вестник. 2018. № 4-1. С. 156-158.

МЕТОДИКА АКТИВАЦИИ ГИПОХЛОРИТА НАТРИЯ В КОРЕННЫХ КАНАЛАХ ПРИ ЭНДОДОНТИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ

С.Н. Лебедева, И.М. Ферзуллаев

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Эндодонтическое лечение зубов – развитое направление стоматологии, которое занимается терапией заболеваний пульпы и тканей периодонта Главная цель эндодонтического лечения – удаление воспаленной или некротизированной пульпы из всей системы корневого канала, а также очистка, формирование, дезинфекция и подготовка, насколько это возможно, всей корневой системы для трехмерной обтурации от устья и до апекса.

Цель: изучить методы активации гипохлорита натрия.

Для эндодонтического лечения, начиная от создания эндодонтического доступа и заканчивая пломбированием корневых каналов, требуется большое количество инструментов и материалов.

Особую роль в патогенезе заболеваний пульпы и периапикальных тканей занимают микроорганизмы[1]. Именно дезинфекция корневой системы , удаление всех микробных компонентов и предотвращение повторного заражения –обязательные условия качественного лечения, которое невозможно без химико-механической санации с использованием разных протоколов обработки корневого канала.

Успех эндодонтического лечения напрямую зависит от степени удаления смазанного слоя. Он формируется на поверхности дентина в ходе стоматологических манипуляций (препарирование). Его толщина может достигать 6 мкм, а глубина проникновения в дентинные канальцы зуба определяется отметкой в 50 мкм. В состав смазанного слоя входят как органические, так и неорганические компоненты, что является питательной средой для микроорганизмов[2,3].

Проникая в дентинные канальцы корня на несколько десятков микрон, смазанный слой нарушает адгезию силера и гуттаперчи к стенкам корневого канала. Указанные обстоятельства диктуют необходимость удаления смазанного слоя Наиболее эффективным методом удаления смазанного слоя и органических субстратов является применение этилендиаминтетрауксусной кислоты (ЭДТА) в сочетании с гипохлоритом натрия. ЭДТА применяется в эндодонтии в качестве хелатного агента, извлекающего ионы кальция из гидроксиапатита и тем самым растворяющего минеральную фракцию смазанного слоя корневого канала[4,5]. Удаление смазанного слоя способствует раскрытию дентинных канальцев на стенках корневого канала, что повышает эффективность антисептической обработки канала [6].

Гипохлорит натрия, является самым распространенным эндодонтическим ирригантом, благодаря способности растворять органические компоненты и низкой стоимости [7]. Преимущественно раствор используется при механической обработке канала, это необходимо для увеличения времени экспозиции внутри корневого канала и снижения его степени взаимодействия с иными ирригационными агентами. Согласно научным данным, высокие гистологические свойства гипохлорита натрия достигаются при температуре раствора в 45-60 °С и концентрация 3-6%. Введение в корневой канал осуществляется специальными эндодонтическими иглами и особой методикой

инъекции (без лишнего гидравлического давления), что исключает возможность выведения раствора за периапикальное пространство[8].

Для усиления растворяющих способностей необходимо произвести его активацию. На данный момент, существует несколько методик, которые подразделяются на мануальную и машинную.

Мануальная техника

Классическая техника

Классическое промывание при помощи шприца долгое время считалось оптимальным методом введения ирригатора, до появления ультразвуковой активации. Методика заключается в поступательных движениях иглы в корневом канале[9]. Большего эффекта можно добиться при использовании иглы с боковым отверстием. Основным условием техники является свободное нахождение иглы в канале, это способствует удалению опилок из канала, препятствуя выделению ирриганта в периапикальные ткани. Преимуществом методики является точность дозировки раствора и легкий контроль глубины. Это особенно важно при лечении зубов с несформированными корнями [10]. Данная методика сопряжена с использованием шприца 15 мл и иглы 25-го калибра. Согласно исследованиям, за счет «мертвой зоны» или образования пузырьков воздуха, степень проникновения раствора в апикальную зону снижается, в связи с этим были разработаны различные модификации кончиков игл.

К сожалению, данная методика не достаточно эффективна и не позволяет добиться нужного результата, т.к.недоступные зоны в корневом канале остаются заполненными микроорганизмами [11].

Мануально-динамическая ирригация

Часто осуществляется при помощи гуттаперчи. Методика направлена на достижение максимального контакта ирриганта со стенками корневого канала. Благодаря возвратно-поступальным движениям многоконусной гуттаперчи в

корневом канале достигается гидродинамический эффект, что благотворно влияет на растворяющие свойства раствора [12]. Эффективность метода достигается благодаря:

1) Эффективной доставки гипохлорита натрия за счет возвратно-поступательных скольжений.

2) Заменой части прореагировавшего гипохлорита натрия активными молекулами раствора.

Машинная техника активации

Часть систем для ирригации способствуют не только доставке ирриганта в канал, но и одновременно активируют его, тем самым усиливая его свойства.

Ультразвуковая активация

Ультразвук способствует улучшению эффекта эндодонтической дезинфекции. Диапазон частоты прибора составляет в среднем от 25 до 45 кГц. Эффективность манипуляций напрямую зависит от эффектов кавитации (создание пузырьков в полости) и акустического потока(вихревые течения в газах).При ультразвуке происходит образование нестабильных пузырьков с негативным и позитивным давлением, благодаря чему они взрываются и вызывают имплозию (взрыв, направленный внутрь).За счет этого высвобождается энергия, которая формируют моющий эффект ирриганта [13].

Согласно исследованиям, данный метод активации повышает коэффициент полезного действия использования гипохлорита натрия в ходе эндодонтического лечения, благодаря увеличению потока жидкости, усилению растворяющих и антибактериальных свойств раствора. Оптимальным временем активации является 45-60 секунд в каждом корневом канале, что составляет 2-3 цикла по 10-20 секунд. Рекомендуется использовать свежую порцию ирриганта при каждом новом цикле, а также обеспечивать свободный доступ к полости ультразвуковому файлу иначе ультразвуковые колебания будут направлены в

дентинную стенку, что приведет к образованию уступов и травматизации ткани.

Звуковая активация

Данный метод сопряжен с использованием пластиковых насадок, они обеспечивают оптимальную очистку эндодонтического пространства и обработку латеральных корневых ответвлений. Основным инструментом при звуковой активации является шприц (со звуковой вибрацией). Его основной задачей является доставка и активация гипохлорита натрия в полости. Диапазон колебаний составляет от 0.5 до 6 кГц, в связи с этим эффективность данного метода нежели при ультразвуковом методе активации[14].

Вибринж (Vibringe)

Вибринж – это звуковая ирригационная система, комбинирующая электронные колебательные движения (9000 циклов/мин) с мануально-контролируемой ирригацией корневого канала (рис. 9). Вибринж использует традиционный тип доставки раствора (шприц/игла), однако с дополнительными звуковыми колебаниями[15].

Вывод:

На данный момент существует множество методик активации гипохлорита натрия: классическая техника, мануально-динамическая ирригация, Вибринж (Vibringe), ультразвуковая активация, звуковая активация и т.д. Выбор метода напрямую зависит от предпочтений врача-стоматолога, а также финансовых возможностей клиники.

Литература

1. Баум Л. Руководство по практической стоматологии / Л. Баум, Р.В. Филипс, М.Р. Лунд: пер. с англ. - М.: ОАО «Издательство Медицина», 2005. 680с.

2. Бер Р. Эндодонтология / Р. Бер, М Бауман, С. Ким; пер. с англ; под общ. ред. проф. Т.Ф. Виноградовой. - 2-е изд. М.: МЕДпресс-информ, 2006. 368 с.

3. Боровский Е.В. Эндодонтическое лечение / Е.В. Боровский, Н.С. Жохова. – М.: АО «Стоматология», 1997. 63 с.

4. Вопросы медицинской статистики: учеб. - метод. пособие / Под ред. С. Г. Резникова, В. Г. Лопушанского. - Омск, 1988. 130 с.

5. Гутман Д. Сравнение эндодонтических инструментов: морфология и возможности применения / Д. Гутман // Новости Dentsply. 2006. №4 С.32 - 37.

6. Григорьян А.С. Эффективность подготовки корневых каналов к пломбированию с помощью различных методов их обработки / А.С. Григорьян [и др.]; // Клиническая стоматология. 2004. №3. С. 22 - 25.

7. Кантаторе Д. Ирригация корневых каналов и ее роль в очистке и стерилизации системы корневых каналов / Д. Кантаторе. // ДентАрт. 2004. № 3. С. 61 -69.

8. Николаев А.И. Практическая терапевтическая стоматология: учеб. пособие / А.И. Николаев, Л.М. Цепов. – М.: МЕДпресс-информ, 2008. 960с.

9. Раддл К. Система ПроТейпер Универсальный. Любую свою мысль полезно обдумать снова / К. Раддл // ДентАрт. 2007. №1. С. 49 - 53.

10. Байрамов Э.О., Турусова Е.В. Наиболее эффективный препарат для лечения пульпитов постоянных зубов с несформированными корнями// Международный студенческий научный вестник. 2018. № 4-1. С. 123-125.

11. Baumgartner J.C. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimes. / J.C.Baumgartner, C.L. Mader // J. of Endodontics. 1987. № 13. P. 147 - 157.

12. Bechelli C. Scanning electron microscope study on the efficacy of root canal wall debridement of hand versus Lightspeed instrumentation / C. Bechelli, S.

Zecchi Orlandini, M. Colafranceschi // International Endodontic J. 1999. Vol. 32. P. 484-493.

13. Buchanan L.S. / L.S. Buchanan // Dentistry Today. 2004. U. 23, №11. P. 102 - 111.

14. Heckendorff M. Принцип действия и показания к применению хелатсодержащих препаратов в эндодонтии. / M. Heckendorff, M. Hulsmann // Новое в стоматологии. 2003. № 5. С.38 - 41.

15. West J. Так много ротационных систем и так мало времени: что же выбрать? / J. West // Эндодонтическая практика. 2009. №3. С. 23-28.

НЕОБХОДИМОСТЬ ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПОЛОСТИ РТА ВО ВРЕМЯ БЕРЕМЕННОСТИ. ВЛИЯНИЕ КАРИОЗНЫХ ПОРАЖЕНИЙ БЕРЕМЕННОЙ ЖЕНЩИНЫ НА ТЕЧЕНИЕ БЕРЕМЕННОСТИ

С.Н. Лебедева, Т.Л. Харитонова, Э.М. Исаева, С.В. Бахтиярова

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Уровень развития стоматологического статуса женщины часто меняется во время беременности и во многом зависит от его течения. По статистике российского здравоохранения 94,7% беременных нуждаются в стоматологической помощи [1]. Беременность влечет за собой перестройку гормонального фона женского организма. Иммунитет женщины ослабевает, и в полости рта создаются благоприятные условия для размножения микроорганизмов [5]. Часто будущие мамы задаются вопросами - нужно ли обращаться к стоматологу, лечить кариес и другие поражения полости рта во время беременности? И если нужно, то в какой период?

Цель: доказать необходимость лечения зубов во время беременности и установить наиболее безопасный триместр беременности для лечения кариеса.

Задачи:

1. Определить возможные осложнения при несвоевременной санации полости рта.

2. Установить наиболее безопасный триместр беременности для проведения стоматологического лечения.

3. Выявить меры по профилактике влияния кариеса на течение беременности.

4. Определить информированность женщин о влиянии заболеваний полости рта на течение беременности.

Материалы и методы: Для достижения поставленных задач был проведен анализ научной литературы: 6 научных статей, 2 научных журнала. Было проведено анкетирование 55 женщин, средний возраст которых 25-40 лет. Анкетирование включало в себя следующие вопросы:

1) «Посещали ли вы стоматолога во время беременности, если да, то как часто?»

а) Не посещала.

б) Посещала. 1 раз, при взятии на учет.

в) Посещала. 2 и более раз.

2) «В каком триместре стоит лечить заболевания полости рта беременной женщине?»

а) В первом триместре.

б) Во втором триместре.

в) В третьем триместре.

3) «Знаете ли вы о методах профилактики влияния стоматологических заболеваний на течение беременности?»

а) да.

б) частично да.

в) нет.

Результаты и обсуждение:

Вследствие функциональной перестройки всех органов и систем беременность предъявляет организму женщины повышенные требования. Состояние полости рта является важным фактором, определяющим уровень хронической инфекции, интоксикации и аллергизации беременной женщины. Поэтому в настоящее время уделяется большое внимание антенатальной профилактике стоматологических заболеваний [2].

Одной из многих бактерий, вызывающих кариес, является Actinomyces Naeslundii. При наличии этой бактерии в полости рта, она зачастую попадает вместе с пищей в ЖКТ и приводит к таким осложнениям, как дисфункция кишечника, гастрит, а также токсикоз. Это влечет за собой негативное влияние на развитие и рост плода. Ребенок в таких случаях рождается с врожденными патологиями, низкой массой тела или другими отклонениями от нормы [3].

Помимо ЖКТ, не исключено, что инфекция попадет в кровоток женщины и может привести к повышению тонуса матки, разрушению плодовых оболочек и открытию цервикального канала [3].

Также кариес является предшественником воспалительных заболеваний, в частности, периодонтита и пульпита. Следствия этих заболеваний, такие как повышение температуры тела, нарушение работы ЖКТ и усиление токсикоза, могут негативно влиять на состояние беременной. И стоит отметить о зубной боли и её нарастании, которая обычно влечет за собой ухудшение общего психоэмоционального состояния женщины. Безусловно, это может неблагоприятно отразиться на течении беременности и развитии плода [7].

Был определен наиболее безопасный триместр для проведения стоматологических манипуляций. В период первого триместра беременности осуществляется закладка и развитие всех органов. Плацента, которая не

полностью сформировалась, недостаточно обеспечивает защиту плода и любое воздействие лекарственных препаратов способно спровоцировать патологические нарушения в формировании внутренних органов ребенка [2].

Второй триместр беременности протекает более спокойно. Плод растет в размерах и набирает вес, при этом он защищен от действия неблагоприятных факторов надежной плацентой [2].

Третий триместр, также как и первый, является более опасным для проведения стоматологических манипуляций. Уже на 25 неделе ребенок начинает активно расти и давить на нижнюю полую вену, что заставляет будущую мать принимать только удобные положения. Продолжительное сидение в стоматологическом кресле может стать причиной учащенного сердцебиения, повышенного артериального давления и даже обморочного состояния [7]. Кроме того, в период третьего триместра мышцы матки максимально чувствительны, и любое воздействие на них может привести к повышению её тонуса. Препараты для анестезии, содержащие небольшую дозу адреналина, усиливают тонус матки, что способно увеличить риск выкидышей на ранних сроках [1].

Были изучены основные мероприятия по профилактике влияния кариеса на течение беременности.

Проанализировав влияние заболеваний полости рта на состояние беременной и исследовав научные статьи Романенко И.Г., Горобец С.М., Джерелей А.А., Кружков Д.Ю., Бобкова С.А., Трибат Н.В. «Особенности Оказания помощи беременным на приеме у стоматолога.» (2016) [2] и Флейшера Г.М. «Стоматологическое просвещение у беременных» (2006) [7], мы сделали вывод о мерах по профилактики влияния кариеса на течение беременности.

Основными методами профилактики служат:

– своевременная санация полости рта;

– регулярное проведение профессиональной гигиены полости рта у беременной женщины;

– психоэмоциональная подготовка беременной перед приемом стоматолога [9,10];

– лечение патологий полости рта преимущественно во втором триместре;

– посещение стоматолога минимум 3 раза в период беременности;

– исключение длительного лежачего положения в период третьего триместра.

Было проведено анкетирование 55-ти женщин, средний возраст которых 25-40 лет.

Анализ данных опроса:

1) «Посещали ли вы стоматолога во время беременности, если да, то как часто?»

(рис. 1). Частота посещения стоматолога во время беременности.

Анализ анкетирования показал, что всего 13% опрошенных женщин посещали стоматолога более двух раз. 18% не посещали стоматолога. И основная часть - 69% - посещали стоматолога только один раз, при взятии на учет.

Известно, что женщина за время беременности должна посетить стоматолога не менее трех раз:

- первый- при взятии на учет;
- второй- в пять-шесть месяцев беременности;
- третий - за две-три недели до родов[2].

К сожалению, не все опрошенные женщины обладали такой информацией.

2) «В каком триместре стоит лечить заболевания полости рта беременной женщине?»

(рис. 2). Информированность о наиболее благоприятном триместре для осуществления санации полости рта.

Большинство - 45% - считают, что наиболее благоприятным для лечения зубов является первый триместр. А оставшиеся 18% отдают предпочтение третьему триместру. И лишь 36% ответили «во втором триместре», что является правильным ответом.

3) «Знаете ли вы о методах профилактики влияния стоматологических заболеваний на течение беременности?»

(рис.3). Осведомленность о мерах профилактики влияния кариеса на состояние беременной.

Об осведомленности о мерах профилактики влияния стоматологических заболеваний на течение беременности основная часть опрошенных - 73% - ответили «Частично да». 18% выбрали ответ «Да.». И меньшинство - 9% - ответили»Нет.».

Анкетирование показало необходимость информирования женщин о значении своевременной санации и мерах профилактики влияния заболеваний полости рта на состояние беременной женщины. После окончания опроса, всем респондентам была изложена информация о методах профилактики влияния заболеваний ротовой полости на течение беременности.

Выводы результатов исследования и опроса:

1. Несвоевременная санация полости рта беременной может привести к серьезным последствиям, вплоть до выкидыша на ранних сроках.

2. Второй триместр является самым безопасным периодом для лечения кариеса у будущей матери.

3. Чтобы избежать всевозможные осложнения течения беременности, необходимо знать и соблюдать методы профилактики, такие как своевременная санация полости рта, посещение стоматологического кабинета не менее 3-х раз в период беременности, снижение психоэмоционального стресса перед приемом врача-стоматолога и т.д.

4. Анализ опроса женщин показал, что большинство респондентов не знают о необходимости своевременной санации полости рта во время беременности и о мерах по профилактике влияния кариеса на течение беременности.

Литература

1. Толмачева С.М. Особенности диспансерного наблюдения беременных врачом-стоматологом//Современные технологии в медицине. 2010. С.138-141.

2. Романенко И.Г., Горобец С.М., Джерелей А.А., Кружков Д.Ю., Бобкова С.А., Трибат Н.В. Особенности Оказания помощи беременным на приеме у стоматолога//Крымский терапевтический журнал. 2016. №3, с.58-63.

3. Триголос Н.Н., Фирсова И.В., Македонова Ю.А., Ергиева С.И. Хроническая инфекция полости рта как фактор риска преждевременных родов и низкого веса плода//Фундаментальные исследования. 2013. №12, с.85-87.

4. Якубова И.И., Крижалко О.В. Обоснование тактики врача-стоматолога до и во время беременности, в период лактации. Ч. I. Подготовительный этап к беременности (прогенез) // Стоматология детского возраста и профилактика. 2010. № 34. С. 13-17.

5. Тихонова С.Н. Особенности стоматологической патологии и организации стоматологической помощи беременным женщинам//Кремлевская медицина. Клинический вестник. 2010. №1, с.26-29.

6. Успенская О.А., Шевченко Е.А., Казарина Н.В. Стоматология беременных., 2008. С.8-10.

7. Флейшер Г.М. Стоматологическое просвещение у беременных//Стоматология детского возраста и профилактика. 2006. №3-4, с 28-32.

8. Проходная В.А., Гайворонская Т.В., Максюков С.Ю., Сурменева С.О., Ломова А.С., Чибичян Е.Х. Современные особенности динамики распространенности и течения кариеса зубов среди беременных женщин, повышение эффективности профилактических мероприятий // Российский стоматологический журнал. 2015. № 2. С. 30-33.

9. Рыжова Е.А., Петрова А.П. Формирование долгосрочных позитивных отношений врача-стоматолога и пациента// Дентал Юг. 2010. № 5. С. 56.

10. Гусева О.Ю., Турусова Е.В. Психологические аспекты качества медицинской помощи на стоматологическом приеме// Социально-психологические аспекты взаимодействия участников медицинского процесса Материалы межкафедральной научно-практической конференции. 2010. С. 37-39.

ОТГОЛОСКИ ДЕТСТВА: МОЛОЧНЫЕ ЗУБЫ У ВЗРОСЛЫХ

А.П. Петрова, С.Н. Лебедева, М.Ю. Кожевникова, С.М. Гасанова

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Молочные зубы – это признак детства, но также известны случаи, когда их можно встретить и у взрослого человека. Смена зубов у человека начинается к 5-6 годам. Корни молочных зубов начинают рассасываться, и зубы полностью

выпадают к 14-16 годам. Но если этого не происходит по какой-либо причине, то молочные зубы могут сохраниться до 50 и более лет.

Цель: рассмотреть основные особенности и частоту встречаемости молочных зубов у взрослого населения.

Задачи:

1. Рассмотреть основные особенности молочных зубов для их идентификации от постоянных:

1. Анатомические особенности.
2. Гистологические особенности.

2. Ознакомиться с возможными причинами сохранения молочных зубов.

3. Выяснить к какому специалисту следует обращаться людям, столкнувшимся с данной «проблемой».

3. Тактика врача-стоматолога когда:

- Молочный зуб здоров.
- Молочный зуб вовлечен в патологический процесс:

А) Терапевтическое лечение.

Б) Хирургическое лечение.

В) Ортопедическое лечение.

Г) Ортодонтическое лечение.

4. Определить частоту встречаемости молочных зубов у взрослого населения в г.Саратов.

Материалы и методы:

Был выполнен анализ учебных пособий, национальных руководств, атласов и научных статей. Так же были изучены: клинические случаи и 150 ортопантомограмм пациентов старше 18 лет, проведен опрос в социальных сетях – 32 проголосовавших. Были заданы следующие вопросы: У кого сохранились молочные зубы? Доставляли ли вам молочные зубы какие-либо

неудобства? Если да, то какие? Какие рекомендации вам дал стоматолог? Был проведен осмотр респондентов.

Результаты и обсуждение:

Основные характерные особенности молочных зубов можно условно разделить на анатомические и гистологические.

К анатомическим особенностям молочных зубов можно отнести следующие:

1. Эмаль молочных зубов имеет белый цвет с голубоватым оттенком, в то время как у постоянных она желтоватая.
2. Коронковая часть молочных зубов меньше и более выпуклая.
3. Ширина молочного зуба более выражена, в отличие от высоты.
4. Диаметр шейки молочного зуба утолщен, за счет имеющегося эмалевого валика. Постоянный зуб утолщен в диаметре в области экватора.
5. У молочных зубов имеется четко выраженное сужение в области перехода коронки в корень.
6. Корни молочных зубов меньше, уплощены и более тонкие, чем корни постоянных зубов.
7. Корни многокорневых молочных зубов расходятся относительно друг друга по мере удаления от шейки зуба, что связано с близостью расположения зачатков постоянных зубов.
8. Обширная полость молочного зуба имеет широкие и легкопроходимые корневые каналы[1][9].

Вследствие уменьшенной минерализации молочных зубов их отличия от постоянных хорошо выражены гистологически:

- Эмаль молочных зубов имеет вид «островков», прерывиста, истончена, не возможно четко проследить ход эмалевых призм. Эмаль постоянных зубов состоит из эмалевых призм и межпризменного матрикса, которые хорошо видны при гистологическом исследовании.

- Эмалево-дентинная граница на препаратах молочных зубов зазубрена, неровная, не отчетливо выражена.
- В дентине молочных зубов ход дентинных трубочек практически не прослеживается, структура их зачастую гомогенна. Однако в более глубоких слоях дентина ход трубочек более выражен, но они имеют неотчетливые границы.
- Пульпа молочных зубов в гистологических препаратах представлена фрагментами волокнистой ткани и сосудистыми стенками. Просветы сосудов узкие, кровенаполнение капилляров неравномерное[2].

Срок службы молочных зубов невелик. Их корни подвергаются резорбции, примерно через 2-3 года, после того как полностью сформировались. Смена молочного прикуса на постоянный происходит в период с 5 до 16 лет. Однако бывает, что один или несколько молочных зубов могут сохраниться. Причин задержки их выпадения может быть множество, одной из которых является врожденная адентия [6][7][8]. Факторами, вследствие которых, отсутствуют зачатки постоянных зубов, служат:

- Наследственность.
- Нарушения функций желез внутренней секреции.
- Нарушения обмена веществ.
- Травмы и остеомиелиты челюстей.
- Хронические и воспалительные процессы (не своевременно вылеченный хронический периодонтит).

Так же причинами сохранения молочных зубов могут послужить:

1. Очень глубокое залегание зачатка постоянного зуба[5].
2. Дистопия (смещение зачатка постоянного зуба)[5][7][8].
3. Ретенция (остановка прорезывания)[5][7][8].
4. Наличие фолликулярной кисты (кисты прорезывания)[5][8].

Учитывая то, что молочные зубы рассчитаны на короткий срок службы, они могут доставить массу проблем. За счет уменьшенной минерализации твердых тканей сопротивляемость молочных зубов кариесу гораздо ниже, чем у постоянных[3]. В случае если зачаток постоянного присутствует, сохранившийся молочный зуб может мешать его росту и спровоцировать неправильное расположение.

Придя к стоматологу по какой-либо причине, будь то профилактический осмотр, профессиональная гигиена или терапевтический прием, взрослые люди зачастую не подозревают о том, что у них могут сохраниться молочные зубы. Конечно, отправлять взрослого к детскому стоматологу не целесообразно. Именно по этой причине каждый стоматолог, независимо от своей специализации, должен знать физиологию, анатомию и гистологию молочных зубов, чтобы грамотно подойти к решению данного вопроса. Но что, же все-таки делать с «такими» зубами?

Судьбу молочного зуба однозначно можно определить только после рентгенологического исследования[4][5].

Если рентгеновский снимок показал, что зачаток постоянного зуба отсутствует, а молочный зуб не приносит каких-либо неудобств пациенту, врач-стоматолог может порекомендовать сохранить молочный зуб и придать ему вид постоянного: установить винир, либо сделать реставрацию[11]. Этот подход так же целесообразен, когда зачаток постоянного зуба имеется, но невозможно принять меры по его “вытягиванию” (глубокое залегание, дистопия).

Вследствие уменьшенной минерализации твердых тканей молочного зуба, возможно, столкнуться с такой проблемой, как кариес. Это вовсе не значит, что зуб необходимо списывать со счетов. Его можно вылечить, путем пломбирования, точно так же как и постоянный зуб[10].

Давать рекомендации по удалению молочного зуба можно в случае, когда[11]:

- Зуб не отвечает функциональным и эстетическим требованиям.
- Происходит разрушение коронки кариозным процессом, из-за чего не предоставляется возможности восстановить ее путем реставрации или установлением винира.
- Подвижность молочного зуба достигает 3-4 степени. В этом случае зуб удаляется, даже если рентген показывает, что резорбция корней не произошла и не имеется зачатка постоянного зуба, который должен прийти на смену.

Если же молочный зуб, не имеющий зачатка постоянного, все-таки пришлось удалить по тем или иным причинам, необходимо возместить данный дефект зубного ряда путем протезирования[8]:

- Дентальная имплантация.
- Изготовление мостовидного протеза.
- Изготовление съемного протеза.

В отдельных случаях, когда на рентгеновском снимке хорошо видно зачаток постоянного зуба, то можно принять меры по его «вытягиванию»[7]. Такой ход событий будет лучшим разрешением данной проблемы, так как отреставрированный молочный зуб или установленный на его место протез значительно уступают коренным зубам по эстетическим и функциональным параметрам.

В процессе изучения данной темы мы посетили несколько стоматологических клиник г.Саратов. При исследовании 150 панорамных снимков зубов в стоматологических клиниках г.Саратов нами были выявлены 3 пациента старше 18 лет с сохранившимися молочными зубами.

Нам удалось провести опрос в социальных сетях, в ходе которого среди 32 проголосовавших было выявлено 3 человека, что составляет 10%, с сохранившимися молочными зубами. Затем был проведен осмотр и опрос респондентов.

У пациента Т., 21 год, имеется молочный клык – 5.3. Причиной обращения к стоматологу послужил скол края зуба, вследствие чего он был отреставрирован. При проведении рентгенологического исследования выяснилось, что имеется зачаток постоянного зуба – 1.3. Врачом стоматологом были даны рекомендации по ортодонтическому лечению: удаление зуба 5.3, «вытягивание» и установление брекет-системы.

У пациента Д., 21 год, молочный зуб – 7.5 – обнаружился случайно – при плановом осмотре у стоматолога. При осмотре врачом данного зуба была обнаружена небольшая кариозная полость, которая было успешно ликвидирована. Рентгенологический снимок не показал зачатка постоянного зуба 3.5.

Пациент К., 24 года, обратился к врачу-стоматологу с жалобами полость в зубе 7.5, вследствие этого и было установлено что он является молочным. Причинный зуб был отреставрирован. На рентгене не было обнаружено зачатка постоянного зуба 3.5.

Так же, в ходе опроса, нами был обнаружен человек с истинной врожденной адентией зубов 1.2 и 2.2, на место которых встали зубы 1.3 и 2.3[7]. Рентген не выявил зачатков зубов 1.2 и 2.2.

Выводы:

1. Основные особенности молочных зубов:

- Эмаль имеет белый цвет с голубоватым оттенком.
- Коронковая часть молочных зубов меньше.
- По диаметру шейки зуба располагается эмалевый валик.
- Корни меньше, уплощены и более круглые, расходятся относительно друг друга по мере удаления от шейки.
- Обширная полость зуба с широкими и легко проходимыми корневыми каналами.

- Прерывистая, истонченная эмаль. Невозможно четко проследить ход эмалевых призм.
- Ход дентинных трубочек так же не прослеживается. Зачастую структура дентина молочного зуба гомогенна.

2. Возможные причины сохранения молочных зубов:

- Отсутствие зачатков постоянных зубов.
- Глубокое залегание зачатка постоянного зуба.
- Дистопия.
- Ретенция.
- Наличие фолликулярной кисты.

3. Варианты оказания стоматологической помощи пациентам с сохранившимися молочными зубами:

– Реставрация, виниры (кариес, неудовлетворительные эстетические параметры).

– Удаление (подвижность 3-4 степени, сильное разрушение коронковой части).

– Ортопедическое лечение: дентальная имплантация, мостовидный протез, съемный протез (возмещение дефекта при удалении).

– « Вытягивание» зуба (если имеется зачаток постоянного зуба).

4. При изучении 150 панорамных снимков лиц старше 18 лет в трех клиниках г.Саратов было обнаружено 3 человека с сохранившимися молочными зубами. На основании ОПГТ мы можем сделать вывод что частота встречаемости молочных зубов составила 2%. При проведении опроса в социальных сетях среди 32 проголосовавших, было выявлено 3 человека старше 18 лет с сохранившимися молочными зубами, что составляет 9%.

Литература

1. Атлас анатомии человека для стоматологов / Сапин М.Р., Никитюк Д.Б., Литвиненко Л.М. – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2013. – 600 с.

2. Данилова М.А., Шевцова Ю.В., Мачулина М.А.Особенности гистологического строения молочных зубов у детей // Стоматология детского возраста и профилактика. – 2013. - № 4. – С. 27 -30.

3. Детская терапевтическая стоматология. Национальное руководство / Под ред. В.К Леонтьева, Л.П. Кисельниковой. – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2010. – 896 с.

4. Детская терапевтическая стоматология : рук. к практ. занятиям / В.М. Елизарова и др.: под общ. Ред. Л.П. Кисельниковой, С.Ю. Страховой – М. : ГЭТАР – Медиа, 2013. – 288 с.

5. Лучевая диагностика в стоматологии: национальное руководство / Алексахина Т.Ю., Аржанцев А.П., Буковская Ю.В. и др. / Под ред. А.Ю Васильева, С.К. Тернового. – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2010. – 288 с (Серия «Национальные руководства по лучевой диагностике и терапии»).

6. Медицинская и клиническая генетика для стоматологов : учебное пособие / Под ред. О.О Янушевича – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2015. – 400 с.

7. Ортодонтия. Диагностика и лечение зубочелюстно-лицевых аномалий и деформаций: учебник / Л.С. Персин и др. – М. :ГЭОТАР – Медиа. – 640 с.

8. Ортопедическая стоматология: учебник / Под ред. И.Ю. Лебеденко, Э.С. Каливраджияна. – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2016. – 640 с.

9. Рентгенологические исследования в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии: атлас / А.П. Аржанцев – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2016. – 320 с.

10. Стоматология. Международная классификация болезней. Клиническая характеристика нозологических форм : учебное пособие / М.Я.

Алимова, Л.Н. Максимовская, Л.С. Персин, О.О. Янушевич. – М. : ГЭОТАР – Медиа,2016. – 204 с.

11. Терапевтичсекая стоматология. Болезни зубов: учебник в 3 ч. / Под ред. Е.А. Волкова, О.О Янушевича. – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2015. – Ч. 1. – 168 с.

ОСЛОЖНЕНИЯ СО СТОРОНЫ ПОЛОСТИ РТА ПОСЛЕ ХИМИО- И ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

А.П. Петрова, Е.В. Турусова, О.С. Семенова

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

На сегодняшний день онкологические заболевания - одна из распространенных причин смертности. Согласно российским и зарубежным статистическим данным, заболеваемость раком продолжает стабильно расти [15]. Для того, чтобы предотвратить развитие болезни необходимо лечение на ранних стадиях, но, к сожалению, возможно и позднее выявление заболевания, что приводит к сложности лечения. В настоящее время специалисты руководствуются такими методами лечения, которые позволяют сохранить органы и их функции. Выбор тактики противоопухолевого лечения должен основываться на том, чтобы польза от нее преобладала над осложнениями, которые могут возникнуть во время и после лечения и ухудшать качество жизни больных.

Известными и распространенными методами лечения онкологических заболеваний является химиотерапия совместно с лучевой терапией. Использование высоких доз препаратов, агрессивных режимов излучения

приводит к возникновению побочных действий, которые способствуют появлению патологий, в частности, в полости рта. Объясняется это тем, что химио и лучевые методы действуют не только на патологически измененные ткани, но и на нормальные ткани. Также усугубить ситуацию может наличие патогенной микрофлоры в ротовой полости у пациента, наличие кариозных зубов. Было установлено, что из всех побочных эффектов химиолучевой терапии преобладающими являются стоматологические осложнения, тяжесть которых может повлиять на выбор тактики лечения [12]. Изменения после терапии могут затрагивать как слизистую полости рта так и слюнные железы, костные структуры, твердые ткани зуба и т.д. [3,22].

Рядом авторов были предложены классификации лучевых повреждений [9,19]. Бардычев М.С. [1,2] классифицировал лучевые повреждения на ранние и поздние. В его классификации представлены местные лучевые повреждения кожи, слюнных желез, слизистой оболочки и других тканей, но в ней не говорится об изменениях твердых и мягких тканей зубов, тканей пародонта. Н.М. Белова [5] делит лучевые повреждения полости рта на легкие и тяжелые, а по расположению – лучевые язвы слизистой оболочки и в кости (радиационные некрозы челюстей) [5]. Воробьев Ю.И. [7] пишет о трех степенях выраженности изменений после излучения со стороны эпидермиса и эпителия, костной ткани, слюнных желез. Клиническая картина со стороны слизистой развивается постепенно [12]. Сначала она характеризуется небольшой гиперемией и отечностью, затем отмечается помутнение слизистой, потеря блеска, она уплотняется и на ней появляются складки [7,22]. Некоторые участки могут быть похожи на красный плоский лишай и лейкоплакию [22]. После чего ороговевший эпителий в некоторых участках отторгается, возникает десквамация и появляются эрозии, которые покрыты некротизированным налетом - развивается очаговый пленчатый мукозит [7,21,22]. Далее эпителий начинает отторгаться на больших участках, происходит слияние эрозий с и

очаговый мукозит переходит в сливной мукозит [8]. Все эти изменения усиленно развиваться сразу после окончания лучевой терапии, но после 4-6 недель идут на убыль [3,23,24]. Мукозит сопровождается болезненностью, которая доставляет определенный дискомфорт и затрудняет возможность приема пищи и проведение гигиены полости рта. Это ведет к образованию зубных отложений и как следствие происходит увеличение кариесогенных микроорганизмов [3,4,22]. Присоединение инфекций на фоне лучевого воздействия может привести к воспалению пародонта [7]. По данным некоторых авторов через 3-6 месяцев после проведенной лучевой терапии происходит потеря блеска эмали, она становится тусклой и в ней появляются трещины. Возникает быстрое стирание эмали на режущих краях и жевательных поверхностей. Некоторые авторы [9,19] при гистологическом изучении тканей зуба выявили, что в эмали имеются определенные изменения в виде поперечной исчерченности отдельных кристаллов, нарушение их положения. В некоторых участках дентина отсутствовали дентинные трубочки, а в пульпе наблюдались дистрофические изменения. Еще одним осложнением является поражение слюнных желез, которое проявляется в первые 5 дней гиперсаливацией, а затем гипосаливацией вплоть до ксеростомии, являющаяся одним из факторов возникновения кариеса [12, 21, 22]. Также возникает нарушение вкуса в следствие гибели вкусовых луковиц. Изначально может быть глоссалгия, после чего наблюдается извращение вкуса и далее полная его потеря [18,22]. По мнению авторов самым тяжелым и опасным осложнением лучевой терапии относят остеорадионекроз [12, 13]. В экспериментах некоторых авторов было показано как изменяется костная ткань в течение времени при воздействии облучения [11]. Частота возникновения остеорадионекроза напрямую зависит от качества и количества излучения [3,7]. Лучевое излучение приводит к нарушению микроархитектоники, гиповаскуляризации и гипоксии костной ткани. Если у пациентов не

санирована полость рта, то к сказанным выше изменениям может присоединиться инфекция, которой способствуют травмы слизистой оболочки и костной ткани. При травме происходит гибель нормальных клеток, что ведет к некрозу кости, а при проникновении инфекции в пораженную костную ткань возникает остеомиелит.

Следует обратить внимание на осложнения, возникающие после лечения таким методом как химиотерапия. Химиотерапия при лечении опухолей применяется как самостоятельно так и в сочетании с лучевой терапией [17]. Слизистые оболочки очень чувствительны к цитостатическим препаратам. Также как и при лучевой терапии патологические изменения проявляются на слизистой оболочки полости рта, твердых и мягких тканей зубов [3,4,10,12,13,16,21,22]. Необходимо сказать, что противоопухолевые препараты токсичны в отношении органов и тканей полости рта и вызывают такие патологические состояния как ксеростомия, глоссалгия, извращение или отсутствие вкуса, повышение чувствительности зубов, гингивит, мукозит, стоматит. Все осложнения неблагоприятно влияют на психоэмоциональный статус и качество жизни пациентов. Так как они приводят к морфологическим и функциональным нарушениям, влияющим на возможность приема пищи, речь, мимику и внешние данные пациента.

Для предотвращения вышеуказанных осложнений необходимо следить за состояние полости рта как до лечения химио- лучевой терапией так и во время лечения. Своевременная профилактика, правильный выбор врачом тактики лечения, раннее выявление могут способствовать улучшению результатов в лечении без осложнений.

Выводы:

Применение химио- и лучевой терапии в лечении онкологических больных приводит к возникновению разных осложнений: ксеростомия, мукозит, лучевой кариес, извращение вкуса или полное его отсутствие,

глоссалгия. Но самым серьезным и опасным осложнением после лечения лучевой терапии является остеорадионекроз.

Литература

1. Бардычев М. С. Местные лучевые повреждения / М. С. Бардычев, А. Ф. Цыб. - М. : Медицина, 1985. - 240 с.

2. Бардычев М. С. Физиотерапия местных лучевых повреждений / М.С. Бардычев, В. В. Полов, А. В. Курпешева и др. // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2003. - № 3. - С. 31-33.

3. Барер Г. М. Терапевтическая 9й__яяя_яястоматология: учебник; в 3 ч. / Г. М.Барер [и др.] – М. : ГОЭТАР-Медиа, 2005. – Часть 3. – 288 с.

4. Боровский Е. В. Заболевания слизистой оболочки полости рта и губ / Е. В. Боровский, А. Л. Машкиллейсон// – М.: Медицина, 2001. – 320 с.

5. Белова Н. М. Изменения слизистой оболочки рта и малых слюнных желез больных злокачественными опухолями челюстно-лицевой областипри лучевой терапии в комбинации с локальной гипертермией: клиникоэкспериментальное исследование: автореф. дис….. канд. мед. наук. - М., 1989.- 24 с.

6. Бобров А.П. Изменения слизистой оболочки полости рта у онкологических больных на фоне проводимой химиотерапии / А.П.Бобров, Т.Б.Ткаченко // Стоматология. – 2006. – N 6. – С. 70-72.

7. Воробьев Ю. И. Клиника, диагностика и принципы лучевого лечения злокачественных новообразований слизистой оболочки щеки / Ю. И. Воробьев, М. М. Гарбузов, И. И. Ретинская // Стоматология. -2000. - N 1. – С. 36.

8. Гвоздикова Е.Н, Аванесов А.М. Гемомикроциркуляция тканей слизистой оболочки рта как фактор прогноза развития оральных мукозитов и показатель эффективности их лечения [Электронный ресурс] / Е.Н.Гвоздикова,

А.М. Аванесов // Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии. – 2017. – Режим доступа: http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v17/docs/gvozdikova1.pdf

9. Гончарова Е. И. Поражения тканей полости рта, вызванные источником ионизирующего излучения / Е. И. Гончарова, В. И. Олесова, В. И. Спицина и др. // Рос. стоматологический журн. – 2002. – N 4. – С. 44-46.

10. Донюш Е. К., Тиганова О. А., Абузин М. Н., Бельмер С. В. Диагностика и лечение гастроэнтерологических осложнений химиотерапии у онкогематологических больных в педиатрической практике / Е.К.Донюш, О.А. Тиганова, М.Н. Абузин, С.В. Бельмер // Лечащий врач. – 2017. – N 1. – С. 27-33.

11. Зорина И.С., Егорова И.С., Титова О.Н., Курлаева Ю.Н. Лучевая дифференциальная диагностика остеорадионекроза и остеомиелита челюстно-лицевой области / И.С. Зорина , И.С. Егорова , О.Н. Титова , Ю.Н. Курлаева // Бюллетень сибирской медицины. – 2012. – N 5 (приложение). – С. 55-56.

12. Иванова О.В. Обоснование комплексной терапии стоматологических заболеваний у больных с местно-распространенным раком слизистой оболочки полости рта: диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук: 14.01.14 / Иванова Ольга Вячеславовна. – С., 2016. – 218 с.

13. Иванова О.В. Прогнозирование, профилактика и лечение осложнений в полости рта у больных, получающих цитостатики и лучевую терапию: автореф. дис. … канд.мед.наук: 14.00.14 / Иванова Ольга Вячеславовна. – Астрахань, 2001. - 22с.

14. Имянитов Е. Н. Общие представления о таргентной терапии / Е.Н. Имянитов // Практическая онкология. 2010. – Т. 11. –N13. – С. 123- 130.

15. Каприн А.Д. Состояние онкологической помощи населению России в 2017 году / Под ред. А.Д. Каприна, В.В. Старинского , Г.В. Петровой. – М.: МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» Минздрава России, 2018. – 236 с.

16. Кочурова Е.В., Лапина Н.В., Ижнина Е.В. Современный подход к противоопухолевому лечению пациентов со злокачественными новообразованиями орофарингеальной зоны / Е.В. Кочурова, Н.В. Лапина, Е.В. Ижнина // Вопросы онкологии. – 2018. – N 1. – С. 73– 78.

17. Пинелис И.С., Пинелис Ю.И, Рудакова Л.Ю. Онкостоматология и лучевая терапия : Учебно-методическое пособие // Чита: РИЦ ЧГМА, 2015. – 138 с.

18. Попруженко Т. В., Углова Т. А., Борис С. П. Химиотерапевтический оральный мукозит: современное состояние проблемы / Т.В. Попруженко, Т.А. Углова, С.П. Борис // Современная стоматология. – 2011. – N 2. – С. 14–20.

19. Привалов А. В. Классификация осложнений комбинированного лечения с предоперационным облучением злокачественных опухолей различных локализаций: учеб. Пособие для мед. ВУЗов / А. В. Привалов, А. В. Важенин. – Челябинск: Изд-во «Челяб. Гос. Мед. акад. «, 2002. – 28с.

20. Умарова К.В. Компелксное лечение мукозита, индуцированного химио- и радиотерапией у пациентов с онкологическими заболеваниями органов и тканей рта / К.В Умарова // Стоматология. – 2017. – N 3. – С. 63-64.

21. Чухловин А.Б., Григорьянц А.П. Особенности проявлений патологии слизистой оболочки полости рта после интенсивной химиолучевой терапии / А.Б.Чухловин, А.П.Григорьянц // Клиническая стоматология. – 2018. – N 3. – С. 39-42.

22. Янушевич О.О., Максимовский Ю.М., Максимовская Л.Н., Орехова Л.Ю. Терапевтическая стоматология : учебник / О.О. Янушевич, Ю.М. Максимовский, Л.Н. Максимовская, Л.Ю. Орехова. – 3-е изд., перераб. и доп. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2016. – 760 с.

23. Brown C. G. Clinical consequences of oral mucositis / C. G. Brown, J.Wingard // Semin Oncol Nurs. – 2004. – Vol. 20, N 1. – P. 16-21.

24. Shih A. Mechanisms for radiation-induced oral mucositis and the consequences / A. Shih, C. Miaskowski, M. J. Dodd // Cancer. Nurs. – 2003. – Vol. 26, N 3. – P. 222-229.

25. Lalla R. V., Patton L. L., and Dongari-Bagtzoglou A. Oral candidiasis: pathogenesis, clinical presentation, diagnosis and treatment strategies. – J. Calif. Dent. Assoc. – 2013. – Vol. 41, N 4. – P. 263–268.

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОРИСТОПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ В НАУКОЕМКОМ ПРОИЗВОДСТВЕ

В.Н. Лясников, Н.В. Протасова, А.Г. Тарасов, А.А. Латыпова

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.Н. Лясников

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Исследование влияния технологических режимов электроплазменного напыления пористопорошковых покрытий с программируемыми структурно-морфологическими характеристиками является весьма перспективным в современном наукоемком производстве [1-3]. Успехи использования плазмонапыленных покрытий определяется главным образом высокими энергетическими и газодинамическими параметрами плазменной струи, а также возможностью интеграции процессов очистки и активации напыляемой поверхности подложки, отжига, пайки и напыления в одном технологическом объеме установки, без промежуточного хранения, транспортировки и т.д. [4,5].

Формирование адгезионнопрочных пористопорошковых электроплазменных покрытий с программируемыми структурно-морфологическими характеристиками (параметров шероховатости R_a, R_z, R_{max},

S_m; пористой структурой и морфологией поверхности) производили на автоматизированном оборудовании камерного типа УПН-28. В качестве напыляемых материалов использовали порошки титана, циркония, сплава «циаль» и др.

Изучение фазово-структурного состояния напыленных покрытий в зависимости от технологических режимов напыления осуществляли с помощью оптического микроскопа МИМ-8М; программно-аппаратного комплекса АГПМ-6М и атомно-силовой микроскопии (сканирующий мультимикроскоп СММ-2000 в АСМ режиме). Параметры шероховатости и рельефа в нанодиапазоне оценивали методом профилометрии АСМ-изображений с использованием программного обеспечения для СММ-2000. Рентгеноструктурный фазовый анализ проводили на дифрактометре «ДРОН-4» с использованием рентгеновской трубки с кобальтовым анодом (Co-K_2 излучение).

В результате детального изучения влияния технологических режимов напыления – тока дуги (I), дистанции напыления (L) и дисперсности порошка (Δ) на структурно-морфологические свойства покрытий установили, что:

– при увеличении тока дуги плазматрона (I); дистанции напыления (L) и дисперсности порошка (Δ) происходит увеличение параметра R_z (высота неровностей профиля по 10 точкам) и R_{max} (наибольшая высота неровностей профиля) при одновременном уменьшении среднего шага неровностей профиля S. Это указывает на возрастание шероховатости поверхности покрытия;

– при увеличении дисперсности порошка наряду с ростом высоты неровностей происходит увеличение среднего шага высоты поверхностей S.

Изучая влияние технологических факторов при напылении покрытий (титан, циаль, вольфрам, никель и др.) на их пористость, шероховатость, адгезию можно заключить, что существует четкая корреляция между их структурно-морфологическими свойствами и режимами напыления. Так,

использование титановых плазмонапыленных наноструктурированных пористопорошковых покрытий в ряде электровакуумных изделий, а также накопителей чистых газов (например, спектрально чистого водорода) показывает их высокую эффективность.

Литература

1. Протасова Н.В. Плазменное напыление в электронике и биомедицинской технике / В.Н. Лясников, Н.В. Протасова.- Саратов: Саратовский государственный технический университет, 2010. - 285 с.

2. Бекренев Н.В., Быков Д.В., Лясников В.Н., Тихонов А.Н. / Нераспыляемые плазмонапыленные газопоглотители. Свойства. Технология. Оборудование. Применение. Саратов: Издательство Саратовского университета 1996. 200 с.

3. Лясникова А.В. Сравнительная оценка биологических, физикохимических и биомеханических свойств металлических материалов внутрикостных имплантатов и покрытий на них / А.В. Лясникова, Н.В.Протасова, О.А. Дударева, К.Г. Бутовский, В.Н. Лясников // Клиническая имплантология и стоматология. СПб., 2001. – № 3-4.– С. 23-24.

4. Hydrogen permeability of plasma-sprayed titanium coatings / Kurdyumov A.A., Lyasnikov V.N., Shvachkina T.A. // Физико-химическая механика материалов. 1983. Т. 19. С. 24.

5. Разработка автоматизированного комплекса для адаптивного проектирования и управления плазменным процессом получения пористых покрытий / Таран В.М., Лясникова А.В., Лясников В.Н., Дударева О.А., Маркелова О.А. // Электротехнология. 2014 № 1 (2). С. 104-113.

ВОЗБУДИТЕЛИ ПЕРИПРОТЕЗНОЙ ИНФЕКЦИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА

И.В. Бабушкина, А.С. Бондаренко, И.А. Мамонова,
С.П. Шпиняк, В.Ю. Ульянов

Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии, г. Саратов

Цель: изучить роль микробных ассоциаций в этиологии имплантат-ассоциированной инфекции, особенности антибиотикорезистентности ассоциатов, предложить информативные методики микробиологической диагностики микст-инфекций.

Материал и методы. Изучены образцы биологического материала от 488 пациентов с инфекционными осложнениями после эндопротезирования коленного сустава.

Результаты. Полиэтиологичные инфекционные осложнения составляют 21,4-24,8% от всех случаев имплантат-ассоциированной инфекции; микробные ассоциации характеризуются широким спектром входящих в них микроорганизмов и разнообразными компонентными профилями. Удельный вес клинически значимых возбудителей – метициллин-резистентные золотистые стафилококки, полирезистентных энтеробактерий и неферментирующих грамотрицательных бактерий достоверно ($p<0,05$) выше среди ассоциатов (38,2%, 25,2%, 64,3%,72,8% соответственно), чем в монокультуре (18,2%, 11,8%, 47,5%, 58,3% соответственно). Для верификации диагноза полиэтиологичной имплантат-ассоциированной инфекции необходимо изменение методологии микробиологического исследования.

Заключение. Полиэтиологичные инфекционно-воспалительные осложнения имеют существенное значение в этиологической структуре имплантат-ассоциированной инфекции после эндопротезирования коленного сустава. В микробных ассоциациях, выделенных из биологического материала, полученного от пациентов с имплантат-ассоциированной инфекцией после эндопротезирования коленного сустава, с большей частотой, чем в монокультуре, представлены эпидемиологически актуальные и клинически значимые возбудители: MRSA, MRSE, полирезистентные представители семейства *Enterobacteriaceae* и неферментирующие грамотрицательные бактерии. Серьезная эпидемиологическая и клиническая проблема, которую представляют микст-инфекционные осложнения после эндопротезирования крупных суставов, предполагает изменение методологии проведения бактериологических исследований и структуры исследуемых образцов для повышения информативности микробиологической диагностики в случае полибактериального инфицирования.

ДИАГНОСТИКА ГЛУБОКОЙ ПЕРИПРОТЕЗНОЙ ИНФЕКЦИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА

С.П. Шпиняк, И.В. Бабушкина, Т.Д. Максюшина, Е.А. Галашина,
Ю.А. Чибрикова, И.А. Норкин

*Научно-исследовательский институт травматологии,
ортопедии и нейрохирургии, г. Саратов*

Частота перипротезной инфекции (ППИ) колеблется в пределах 1-4% в случаях первичного и 4-58% – ревизионного ТЭП. [1, 2].

Вид микрофлоры и ее вирулентность определяют течение инфекционного процесса. Основную роль в развитии ППИ играют Staphylococcus aureus и Staphylococcus epidermidis(20-90 %), реже встречаются различные виды Streptococcus и Enterococcus. Грамотрицательные возбудители ППИ (Escherichia coli, Klebsiella pneumoniae и др.) составляют около 10-20% от общего количества. 1-3% составляют анаэробные микроорганизмы и грибковая микрофлора. Некоторые авторы придают большое значение Propionibacterium acnes [3, 4].

Диагностический алгоритм ППИ включает комплексное применение клинических, лабораторных и инструментальных тестов:

-сбор анамнеза и жалоб пациента, учет имеющихся факторов риска, наличие тяжелой сопутствующей патологии;

-учет длительности оперативного вмешательства и управляемой ишемии конечности, степени травматизации тканей, подготовки оперирующего хирурга и общей продолжительности пребывания пациента в стационаре;

-длительное заживление послеоперационной раны или отхождение послеоперационной гематомы [7-9];

-длительность и выраженность болевого синдрома;

-определение степени ограничения функции нижней конечности и коленного сустава;

-изменения в области сустава, характерные для воспалительного процесса;

-зондирование свищевого хода [10, 11];

-проведение общего и биохимического анализов крови [12-14];

-определение уровня интерлейкина-6, интерлейкина-8 и интерлейкина-2, прокальцитонина и фактора некроза опухоли-альфа, транспортных белков (церулоплазмина, ингибитора альфа-1-трипсина, гаптоглобина), альбумина [15-17];

-определение уровня экспрессии генов молекул врожденного иммунитета Toll-подобных рецепторов (Toll-like receptors (TLRs) - TLR2, TLR4) и противомикробного пептида (HBD1) [18, 19];

-ПЦР диагностика [20-21];

-ультразвуковая диагностика является дополнением к комплексу диагностических мероприятий [22];

-рентгенография в стандартных проекциях, тугое заполнение свищевого хода рентгеноконтрастным веществом;

-компьютерная и магнитно-резонансная томография, сцинтиграфия [23];

-цитологическое, микробиологическое и биохимическое исследование аспирата из полости сустава;

Интраоперационные методы исследования:

-визуальная оценка тканей;

-микробиологическое и гистоморфологическое исследование материла;

-исследование тканевых биоптатов из 4-6 различных точек сустава с последующим посевом материала на питательные среды;

- УЗ обработка удаленных компонентов эндопротеза или спейсера с последующим микробиологическим исследованием полученной жидкости. [24-27].

Заключение. Дифференциальная диагностика между асептической нестабильностью эндопротеза и глубокой ППИ с субклиническим или бессимптомным течением является трудоемким и затратным процессом. В то же время выявление скрытой ППИ, обусловленной низковирулентными возбудителями определяет тактику хирургического лечения пациентов и результаты последующей реабилитации, поэтому дальнейшее развитие методов диагностики инфекционного процесса в области эндопротеза сустава является перспективным направлением современной медицины и требует мультидисциплинарного подхода.

Литература

1. Ware JE, Snow KK, Kosinski M, Gandek B. SF-36 Health Survey. Manual and interpretation guide. The Health Institute, New England Medical Center. Boston: Mass. 1993; 136 p.

2. Ware JE, Kosinski M, Keller SD. SF-36 Physical and Mental Health Summary Scales: A User's Manual. The Health Institute, New England Medical Center. Boston: Mass. 1994.

3. Bozhkova SA, Tikhilov RM, Krasnova MV et al. Orthopedic implant-associated infection : the main etiological agents, local resistance and antimicrobial therapy recommendations. Traumatology and orthopedics of Russia 2013; 4(70): 6-15. Russian (Божкова С.А., Тихилов Р.М., Краснова М.В. и др. Ортопедическая имплант-ассоциированная инфекция: ведущие возбудители, локальная резистентность и рекомендации по антибактериальной терапии. Травматология и ортопедия России 2013; 4(70): 6-15).

4. Artyukh VA, Bozhkova SA, Kochish AYu et al. Diagnostics and treatment of periprosthetic infection of hip joint. In: Guidance on hip joint surgery, ed. by R.M. Tikhilov, I.I. Shubnyakov. Vol. 2. 2015. SPB: RIITO im R.R. Vredena, 2015; Chapter 16. P 208-257. Russian (Артюх В.А., Божкова С.А., Кочиш А.Ю. и др. Диагностика и лечение перипротезной инфекции тазобедренного сустава. В кн. Руководство по хирургии тазобедренного сустава под ред. Тихилова Р.М., Шубнякова И.И. Том. 2. 2015. СПб: РНИИТО им. Р. Р. Вредена, 2015. Глава 16. С 208-257).

5. Bozhkova SA, Tikhilov RM, Krasnova MB et al. Local Antimicrobial Resistance Profile as a Basis for the Choice of Antimicrobial Therapy of Staphylococcal Prosthetic Joint Infections. Clinical microbiology and antimicrobial therapy 2013; 15(2): 115-123. Russian (Божкова С.А., Тихилов Р.М., Краснова М.В. и др. Профиль резистентности возбудителей как основа выбора

эффективного антибиотика при стафилококковых инфекциях протезированных суставов. КМАХ 2013; 15 (2): 115-123).

6. Blom A.W., Brown J., Taylor A.H. et all. Infection after total knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg. Br. 2004. (86): 688-691.

7. Ivanov PP, Kornilov NN, Kulyaba TA. Surgical interventions for treatment of infected total knee arthroplasty (literature review). Department of Traumatology and Orthopedics 2017; 1(21): 38-46. Russian (Иванов П.П., Корнилов Н.Н., Куляба Т.А. Ревизионные хирургические вмешательства при перипротезной инфекции коленного сустава (обзор литературы). Кафедра травматологии и ортопедии 2017; 1(21): 38-46).

8. Kancherla VK, Sporer SM. Revisionary total arthroplasty of knee joint: general review. In: Revisionary arthroplasty of knee joint: guidance for doctors / ed. by D.G. Gakofsky, E.K. Hedley; transl. by N.V. Zagorodniy. M.: GEOTARMedia, 2015. 320 p. Russian (Канчерла В.К., Спорер С.М. Ревизионная тотальная артропластика коленного сустава: общий обзор. В кн.: Ревизионное эндопротезирование коленного сустава: руководство для врачей / под ред. Д.Дж. Джакофски, Э.К. Хедли; пер. с англ. Под ред. Н.В. Загороднего. М.: ГЭОТАРМедиа, 2015. 320 с.).

9. Kulyaba TA. Revisionary arthroplasty of knee joint: 14.01.15. SPB, 2012. 318 p. Russian (Куляба Т.А. Ревизионная артропластика коленного сустава: дис. …д-ра мед. наук: 14.01.15. СПб., 2012. 318 с.)

10. Campbell MD. The management of infection in total arthroplasty of knee joint. In: Revisionary arthroplasty of knee joint: guidance for doctors / ed. by D.G. Gakofsky, E.K. Hedley; transl. by N.V. Zagorodniy. M.: GEOTARMedia, 2015. 320 p. Russian (Кэмпбел М.Д. Борьба с инфекцией при тотальной артропластике коленного сустава. В кн.: Ревизионное эндопротезирование коленного сустава: руководство для врачей / под ред. Д.Дж. Джакофски, Э.К. Хедли; пер. с англ. под ред. Н.В. Загороднего. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2015. 320 с).

11. Achermann, Y, Vogd M., Leunig M. et al. Improved diagnosis of periprostetic joint infection by multiplex PCR of sonication fluid from removed implants. J clin Microbiol 2010. 48(4): 1208-1214.

12. Bauer TW, Parvisi J, Kobatashi N et al. Diagnosis of periprosthetic infection. J Bone Joint Surg 2006. 88(4): 869-882.

13. Haddad FS, Sukeik M, Alazzawi S. Is single-stage revision according to a strict protocol effective in treatment of chronic knee arthroplasty infections? Clin Orthop Relat Res 2015 Jan; 473(1): 8-14. doi: 10.1007/s11999-014-3721-8.

14. Della Valle CJ, Sporer SM, Jacobs JJ et al. Preoperative testing for sepsis before revision total knee arthroplasty. J. Arthroplasty 2007; 22(6 suppl. 2): 90-93.

15. Labruyere, C, Zeller V, Lhotellier L et al. Chronic infection of unicompartmental knee arthroplasty: one-stage conversion to total knee arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res 2015; 101(5): 553-557.

16. Masters J.PM, Smith NA, Foguet P et al. A systematic review of the evidence for single stage and two stage revision of infected knee replacement. BMC Musculoskelet Disord. 2013; 14: 222.

17. Parkinson RW. Kay PR, Rawal AA. A case for one-stage revision in infected total knee arthroplasty? Knee 2011; 18(1): 1-4.

18. Golub AV. Bacterial Biofilms - a New Therapeutic Target? Clinical microbiology and antimicrobial therapy 2012; 14(1): 23-29. Russian (Голуб А.В. Бактериальные биопленки – новая цель терапии? Клин. микробиол. антимикроб. химиотер. 2012; 14(1): 23-29).

19. Afinogentova AG, Darovskaya EN. Microbial biofilms of wounds: status of the issue. Traumatology and orthopedics of Russia 2011; (3): 119-125. Russian (Афиногентова А.Г., Даровская Е.Н. Микробные биопленки ран: состояние вопроса. Травматология и ортопедия России 2011; (3): 119-125).

20. Parvizi J, Gerke T. Proceeding of the International Consensus Conference on periprosthetic infection Sankt-Petrsburg: RNIITO im. R.R. Vredena, 2014; 355 p.

Russian (Парвизи Д, Герке Т. Материалы международной согласительной конференции по перипротезной инфекции. Пер. с англ. под ред. д.м.н., профессора Р.М. Тихилова. СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена 2014; 355 с.).

21. Vinkler T, Trampush A, Rents N et al. Classification and algorithm for diagnosis and treatment of hip prosthetic joint infection. Traumatology and orthopedics of Russia 2016; (1): 33-45. Russian (Винклер Т., Трампуш А., Ренц Н. и др. Классификация и алгоритм диагностики и лечения перипротезной инфекции тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России 2016; (1): 33-45).

22. Segawa H et al. Infection afer total hip arthroplasty: a retrospective study of the treatment of eighty-one infections. J Bone Joint Surg Am. 1999. (81): 1434-1445.

23. Tattevin, P, Cremieux AC, Pottier P et al. Prosthetic joint infection: when can prosthesis salvage be considered. Clin. Infect. Dis. 1999. (29): 292−295.

24. Zahar A. Kendoff DO, Klatte TO et al. Can good infection control be obtained in one-stage exchange of the infected TKA to a rotating hinge design? 10-year results. Clin Orthop Relat Res. 2016; 474(1): 81-87.

25. Nikolaev NS, Borisova LV, Pchelova NN et al. Practical recommendations concerning diagnostics of implant-associated infection in the course of endoprosthetics of large joints under modern conditions. Medical almanac 2016; 3(43): 40-45. Russian (Николаев Н.С., Борисова Л.В., Пчелова Н.Н. и др. Практические рекомендации по диагностике имплант-ассоциированной инфекции при эндопротезировании крупных суставов в современных условиях. Медицинский альманах 2016; 3(43): 40-45).

26. Pavlov VV, Sadovoj MA, Prokhorenko VM. Modern aspects of diagnostic and surgical treatment of patients with hip periprosthetic infection (review). Traumatology and orthopedics of Russia 2015; (1): 116-128. Russian (Павлов В.В., Садовой М.А., Прохоренко В.М. Современные аспекты диагностики и

хирургического лечения пациентов с перипротезной инфекцией тазобедренного сустава (обзор литературы). Травматология и ортопедия России 2015; 1(75): 116-128).

27. Rosenberg A. Preventing Infection in TKA. AAOS. 2005.

К ВОПРОСУ ОБ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ГЛАЗА

Т.И. Новолоков, Т.А. Баширов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Зрение – это бесценный дар, потеря которого – настоящая трагедия. Наши глаза дают нам возможность воспринимать окружающий мир во всех его красках. Однако при этом наш орган зрения чрезвычайно хрупок, он легко поддается самым разным травмам. К большому сожалению, сохранить глаза многим удается не всегда. Актуальным вопросом при потере глаза является эндопротезирование. Долгое время глазные протезы изготавливали без учета индивидуальных особенностей человека. Ранее на фабриках глазных протезов тысячами штамповались стандартные изделия, которые не могли даже скрыть дефект, так как они не учитывали ни форму глазной щели, ни объем орбиты [1-2].

Глазные протезы делятся на два типа, рис. 1-2:

1) двухстенные модели, которые незаменимы при полном отсутствии глаза,

2) одностенные модели, которые применяются в случае, если у пациента сохранилась часть глазного яблока или имеется бельмо на глазу.



Рис. 1. Двухстенные протезы



Рис. 2. Одностенные протезы

Цель работы: изучение прочности материалов используемых при изготовлении двустенного глазного протеза.

Нами был проведён виртуальный анализ в программе SolidWorks Simulation созданной модели эндопротеза, с помощью которого была произведен анализ НДС эндопротеза в сборе при переменной нагрузке 3…10 Н, рис. 3…5. По результатам исследования выявлены нагрузки и наибольшие смещения и деформации. Используемые материалы приведены в табл.1.

Таблица 1

Материалы для эндопротезирования

Полимеры
Пластик
Резина
Силикон

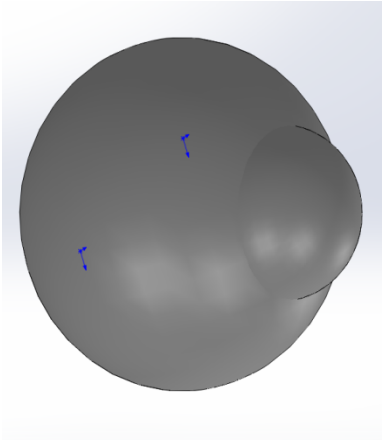


Рис. 3. Модель двухстенного протеза

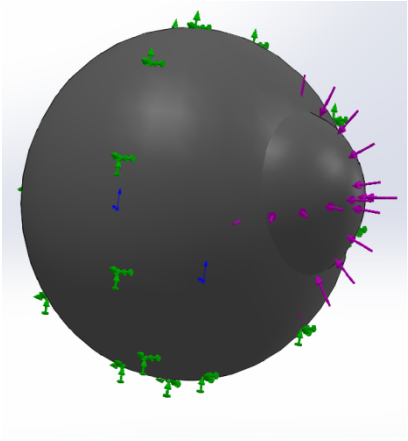


Рис. 4. Модель двухстенного протеза, под нагрузкой в 10Н

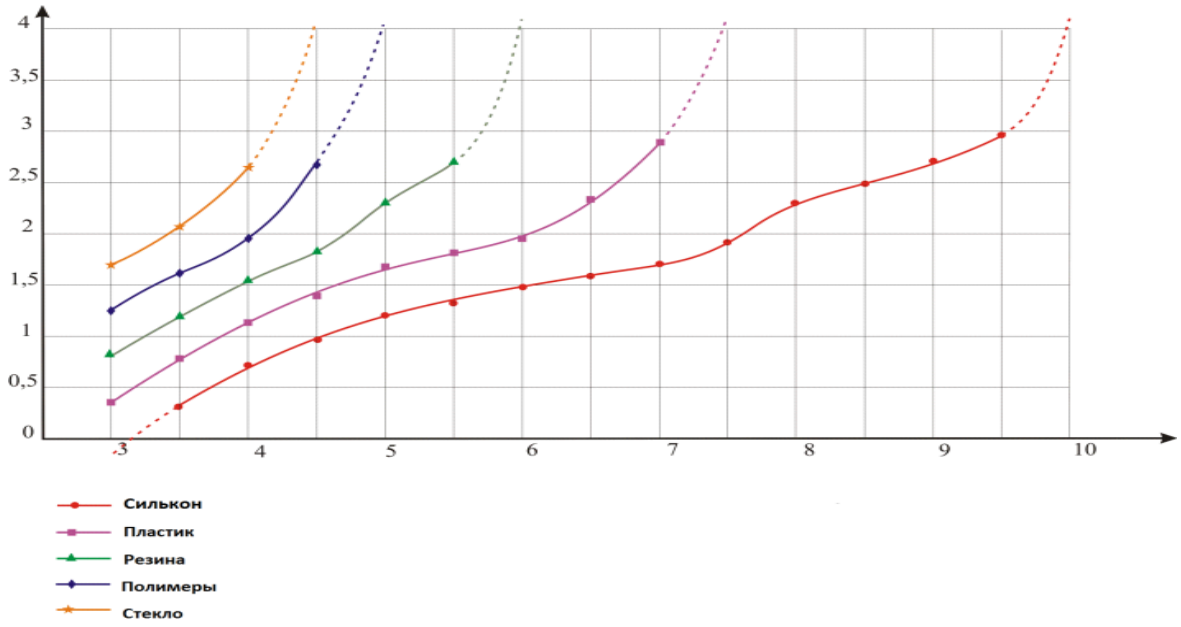


Рис. 5. Исследование прочности материалов под нагрузкой от 3Н до 10Н на протез

Анализ полученных результатов показал, что самым прочным из всех проанализированных материалов является стекло.

Выводы: исследована прочность материалов, используемых при изготовлении двустенного глазного протеза. Показано, что наибольшим показателем прочности обладает стекло.

Литература

1. Индивидуальные глазные протезы [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://fb.ru/article/264001/individualnyie-glaznyie-protezyi-obzor-opisanie-vidyi-i-otzyivyi

2. Глазные протезы нового поколения [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://medblock.ru/obespechenie_invalidov/145-glaznye-protezy-novoe-pokolenie

УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ ПРОТЕЗА СТОПЫ

Ж.Г. Нагуманова

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Ступня является важнейшей частью организма, ведь она обеспечивает нормальное движение. После ампутации стопы по какой-либо причине человек становится недееспособным, он не может нормально передвигаться, но помочь ему могут качественные протезы стопы.

Несчастные случаи, травм опорно-двигательного аппарата, врожденные патологии, серьезные болезни суставов могут привести к ампутации нижних конечностей. Большинство людей, оказавшихся в такой ситуации, считают, что привычный образ жизни для них не реален, а прежняя мобильность навсегда утеряна. Но при достижении современных методов и высоких технологий такие люди получают возможность вести полноценную жизнь. Восстановить функций нижних конечностей сегодня можно в весьма короткие сроки.

Все зависит от уровня ампутации и восстановительных характеристик организма. Относительно этих факторов подбираются виды протезов. Учитывается и желаемая двигательная активность пациента. Для повседневной жизни подходят одни протезы, для занятий спортом и работы другие.

Правильный подбор протеза стопы обеспечивает максимальный комфорт при ношении, существенно улучшает качество жизни пациента и повышает его активность. Он зависит от совокупности таких критериев, как: техника ампутации; состояние культи; вес пациента; возраст пациента; характеристики используемых материалов; опыт и мастерство специалиста; стоимость.

Цель работы: усовершенствование конструкции протеза стопы, уменьшение веса и увеличение срока её эксплуатации.

Для решения поставленной цели использовали карбоновый полимер марки УВ Т-300, табл.1. Аналогом сравнения являлся протез марки Elite VT.

Таблица 1

Свойства используемых материалов в сравнении с углепластиком УВТ-300

Материал	Плотность, кг/м³	Прочность при растяжении, МПа	Модуль Юнга, ГПа	Удельная прочность, $e \cdot 10^3$, м²/с²	Удельный модуль, $E \cdot 10^6$, Н/мм²
Углепластик	1450-1600	550-1050	120-130	53-112	9-20
Титановый сплав Ti-6Al-4V	4400	860	110	28	2,5
Алюмини-евый сплав Д16	2700	500	75	18	2,7

Для взрослых и детей от 3 лет с векторным эргономическим дизайном и системой Thrust TM обеспечивает высокий уровень контроля и управления, который устанавливает новый стандарт в технологии протезирования стопы.

Он соответствует требованиям при ходьбе и беге за счет сбалансированных характеристик, полностью соответствующим физиологическим и применением новейших материалов, позволяющих носить его на протяжении многих лет.

Стальные пружины и высокоточные титановые рессоры взаимодействуют друг с другом для поглощения удара и поперечных нагрузок, динамически распределяя энергию.

Преимущества протеза стопы Elite VT

1) Точность распределения нагрузки и равновесия как при вертикальном сжатии, так и при осевом вращении, 2) Сбалансированность и эффективное возвращение энергии, 3) Независимые опоры стопы, 4) Диапазон размеров 24 см до 30 см, 5) 3 года гарантия производителя, 6) Подходит для высокого уровня активности.

Материалы протеза:

Материал: e-carbon / aluminium / titanium

Вес протеза: 835g; вес пациента: 130 кг - уровень нагрузки K1 - K4, 166 кг - уровень нагрузки K1 - K3; высота конструкции: 170 мм; размер пластин: 24/28 = 70 мм, 29/30 = 80мм; высота каблука: 10мм.

Воздействие уровней нагрузки на протез стопы:

Низкий - Ежедневные прогулки и легкие виды спорта, такие как гольф и пеший туризм; умеренная - агрессивная ходьба, частые или ежедневное виды спорта, такие как бег трусцой; высокая - ежедневные мероприятия, такие как бег, скалолазание, подъем и перенос тяжелых предметов для профессионального назначения.

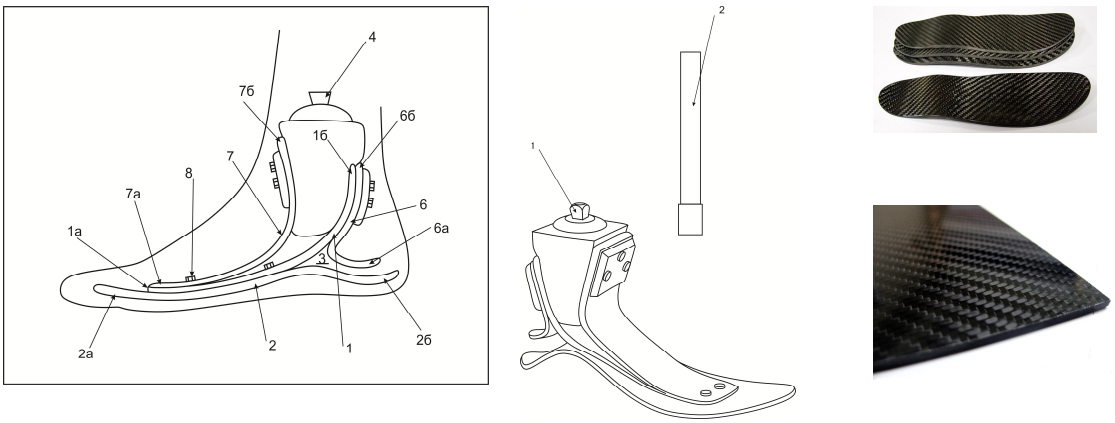
Экстрим - для спортсменов, виды спорта, требующие прыжки или нагрузки протеза за пределы нормального уровня (персональная комплектация).

Таблица 2

Определение уровня ударной нагрузки пациента при физических нагрузках

Низкий уровень ударной нагрузки	Средний уровень ударной нагрузки	Высокий уровень ударной нагрузки
Велосипед	Бокс	Бейсбол
Боулинг	Туризм	Футбол
Танцы	Оздоровительный бег	Пауэрлифтинг
Рыбалка	Боевые искусства	Бег
Работы в саду	Катание на коньках	Сноуборд
Серфинг	Скейтборд	Регби
Прогулка	Лыжи	Американский футбол
Длительная хотьба	Теннис	Вэкбординг
	Волейбол	

На рис.1 изображена пружиняще-упругая вставка для искусственной стопы. При этом вставка состоит из верхней пружины 1 и пяточной пружины 6, что в сочетании напоминают форму крыши. Вставка вместе с нижней базовой пружиной 2 охватывает приблизительно треугольное пространство 3 для прогиба. Верхняя пружина 1 имеет в зоне вершины крыши 1а адаптерное присоединение 4, от которого назад отходит прогнутая вниз, проходящая до пяточной зоны 2б пяточная пружина 6а, а вперед - прогнутая вниз, пружина 7. При этом передний свободный конец 7а колена пружины 7 плюсны соединен с передним концом 1а и 2а, тогда как задний свободный конец 6а колена пяточной пружины 6 не соединен с задним концом 2б базовой пружины 2. При этом соединения 7а-1а-2; 1-2; 4-1б-6б; 4-7б, могут быть выполнены в виде разъемных крепежных соединений 8 так, как это видно на рис.1. Практически все базовые пружины является сменными.



а) общий вид б) Крепление в) Материал

Рис.1. Протез стопы, размер: 22-31

Крепление. Протез стопы благодаря алюминиевому адаптеру №1 у вершины протеза крепится к другой модульной конструкции в виде трубного адаптера № 2 и других необходимых соединяющих, которые в свою очередь прикручиваются при помощи шестигранного ключа.

На протез стопы, изготовленный из углеродистой стали марки *УВТ-300* рассчитано НДС при нагрузке величиной 750 Н в программе Fusion 360, плотность стали $7.85*10^{-6}$ кг/мм^3 с пределом прочности на растяжение 420 МПа. В результате исследования выяснилось, что конструкция не испытывала критического напряжения, а деформация была не критичной.

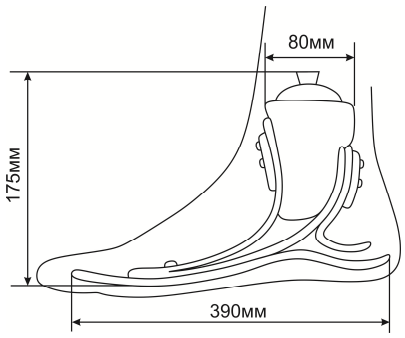


Рис. 2. Размеры протеза



Рис. 3. Точка зажима протеза

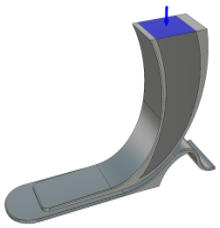


Рис. 4. Точка нагрузки на протез

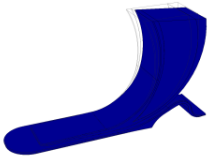


Рис.5. Статическая деформация отн. ед., min 15, max 15

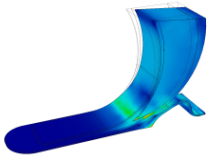


Рис.6.Напряжение по Мизесу, min 5.128 МПа max 1.73 МПа

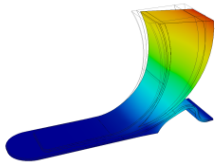


Рис.7. Смещение, min 0 мм, max 0.001444 мм

Выводы: протез стопы из карбонового волокна обеспечивает высокую стабильность и удовлетворительный возврат энергии, а адаптер легкий вес и надежность, комфортное наступание на пятку, легкий перекат и гибкость. Во время переката в середине фазы опоры, нагрузка равномерно распределяется по стопе. Благодаря карбоновой пружине и гибкой основе, стопа хорошо компенсирует боковые отклонения при ходьбе по неровным поверхностям. Срок эксплуатации протеза стопы составляет 36 месяцев, стопа весит 650г вместе с косметическим покрытием. Улучшилась прочность конструкции для пациентов с весом до 150 кг.

Литература

1. http://is-med.org/news/foot_prosthesis/2011-01-04-138 Аналог.

2. http://www.sweli.ru/zdorove/meditsina/revmatologiya/protezirovanie-konechnostej.html Протезирование конечностей.

3. Фарбер Б. С., Витензон А. С., Морейнис И. Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения. – М.: ЦНИИПП, 1994. – 645 с

4. http://protezist.com/protezirovanie/protezy-goleni/ Протез голени.

5. http://www.orto-kosmos.ru/protezy/nizhnih-konechnostej/stopy/ Протезы стоп

6. http://protezist.com/dlya-pacientov/amputaciya-stopy-1/ Протезы стоп.

МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА

Л.А. Шепель, Н.В. Андриянова, К.С. Бирюкова

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

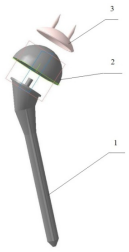
Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

На сегодняшний день эндопротезирование суставов является актуальной проблемой, ведь это единственный метод, восстанавливающий утраченные функции суставов. Замену плечевого сустава на искусственный делают тогда, когда изменения в нем необратимы и ситуацию нельзя решить никак иначе.

Эндопротез заменяет разрушенные части сустава и рассчитан на долгий срок служит службы, именно поэтому очень важно, чтобы эндопротез хорошо приживался и имел долгий срок эксплуатации.

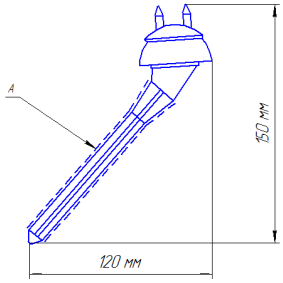
Цель работы – улучшить конструкцию эндопротеза плечевого сустава и увеличить срок его эксплуатации.

Ножка и головка усовершенствованного эндопротеза плечевого сустава были изготовлены из титана марки ВТ-1, на ножке имеются ребра для лучшей фиксации. Эндопротез суставной впадины лопатки изготовлен из высокомолекулярного полиэтилена (рис. 1 а). Для лучшей остеоинтеграции в местах соприкосновения с костной тканью на конструкцию нанесено биоактивное покрытие из ГА (рис. 1 б).



а)

Конструкция эндопротеза плечевого сустава в сборке: 1 – ножка; 2 – чашка; 3 – эндопротез суставной впадины лопатки



б)

А – покрытие из ГА

Рис.1. Конструкция эндопротеза плечевого сустава

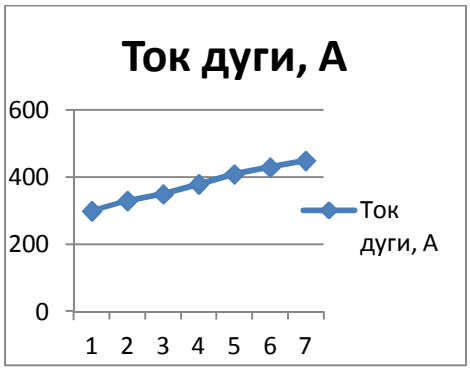
Перед напылением ГА проводилась пескоструйная обработка поверхности моделей. Дистанция напыления составляла 50-150 мм, дисперсность порошка 30-90 мкм, сила тока дуги 300-450 А. Опытным путем были установлены следующие значения показателя адгезии для различных конфигураций плазменной струи, табл.1.

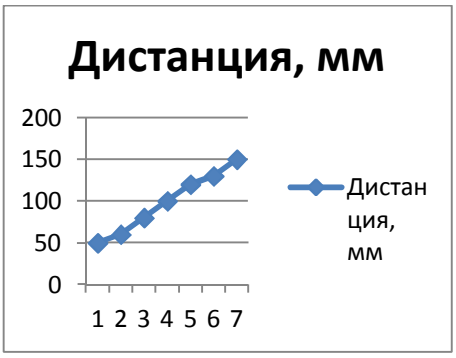
Таблица 1

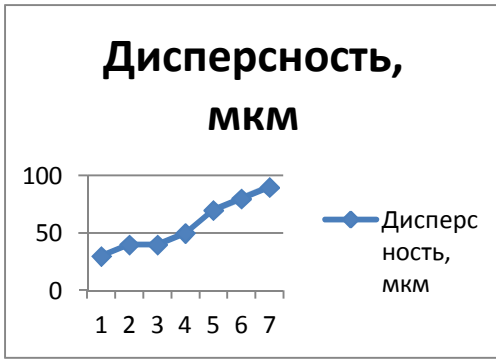
Результаты напыления ГА

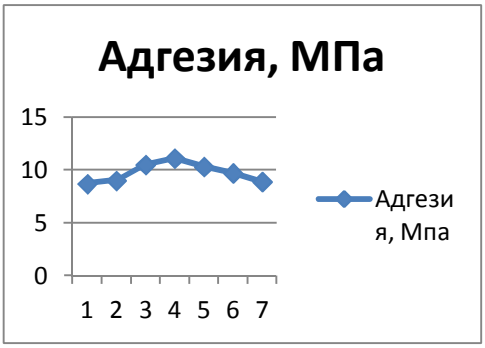
№ опыта	Ток дуги, А	Дистанция, мм	Дисперс-ность, мкм	Адгезия, МПа
1	300	50	30	8,7
2	330	60	40	9,0
3	350	80	40	10,5
4	380	100	50	11,1
5	410	120	70	10,3
6	430	130	80	9,7
7	450	150	90	8,9

Ниже в табл. 1 представлена графически.









Как можно заметить, при напылении ГА с расстояния 100 мм дисперсностью порошка 50 мкм при токе дуги 380 А значение показателя адгезии близко к максимальному и равно 11,1.

Выводы: за счет биоактивного напыления из ГА улучшена остеоинтеграция и увеличен срок эксплуатации эндопротеза.

Литература

1. Каталог протезов крупных суставов [Электронный ресурс] URL: http://www.biomet.com

2. Василенко А.А., Денисов Д.С., Герасимов С.В., Кривенцов Н.М., Поршнев А.В., Пичхидзе С.Я. МДО-покрытия в электролите-суспензии. Самара: Л-Журнал, 2016. – 1 с.

3. Эндопротезирование плечевого сустава [Электронный ресурс] URL: http://travmaorto.ru/118.html

АНАЛИТИКА И ИЗМЕНЕНИЕ МАТЕРИАЛА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Д.А. Коршунов, В.А. Каштанов
Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно, что протез – искусственное приспособление, способное заменить функцию определенного органа. Если протез располагается внутри человеческого тела, то он называется эндопротезом [1-3].

Эндопротезирование сустава - это операция по замене компонентов сустава имплантантами, которые имеют анатомическую форму здорового сустава и позволяют выполнять весь объём движений.

Современные эндопротезы тазобедренного сустава – сложные технические изделия. Так же как и нормальный тазобедренный сустав, искусственный состоит из круглой головки и вогнутой впадины.

Важной частью эндопротеза тазобедренного сустава является узел трения, где осуществляется взаимодействие в результате движений в искусственном тазобедренном суставе: головки эндопротеза, надеваемой на конус ножки, и вкладыша суставной впадины. Головка может состоять из металла, либо керамики. Вкладыш может состоять из полиэтилена - ПЭ, металла либо керамики, рис. 1. Тип и качество материалов применяемых в узлах трения во многом определяет срок службы эндопротеза.



металл - ПЭ керамика - ПЭ керамика-керамика металл-металл

Рис. 1. Возможные варианты узла трения протеза

Цель исследования: исследование различных материалов и форм, применяемых в эндопротезе тазобедренного сустава, выявление недостатков конструкции.

Решение: для облегчения конструкции рекомендуется делать отверстия в ножке протеза и искусственной вертлужной впадине. Данный протез также будет иметь более прочное сцепление с костной тканью за счет ее врастания в отверстия на протезе, рис. 2.

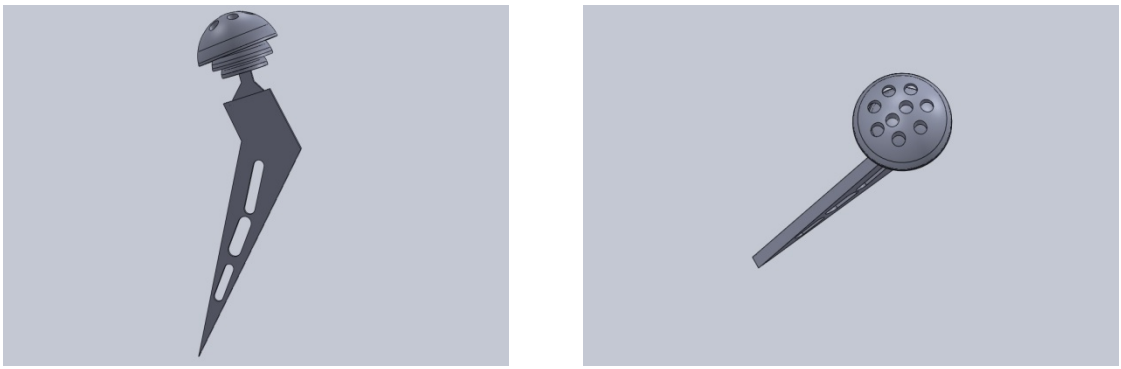


Рис. 2. Вариант облегчения конструкции эндопротеза

В первом случае исследование НДС проводилось в программе SolidWorks 2016 под нагрузкой 3000 Н на головку эндопротеза, изготовленную из керамики (фарфор), с пределом прочности на растяжение 170 МПа, плотность $2,7*10^{-6}$ кг/мм^3. Коэффициент термического расширения керамики (фарфор) немного ниже КТР металла. В результате этого керамика (фарфор) испытывает значительное напряжение сжатия.

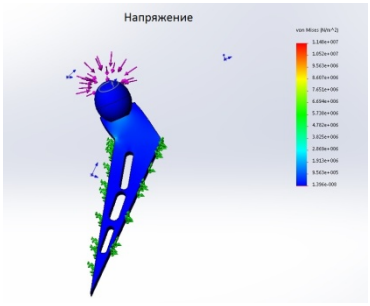


Рис.3. Напряжение
min 1.396e-008,
max 4.782e+006 Па

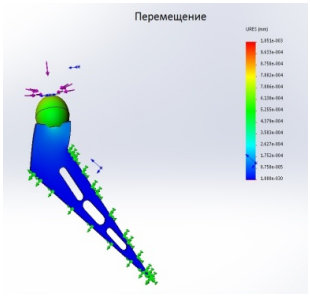


Рис.4. Перемещение
min 1.000e-030,
max 6.130e-004 мм

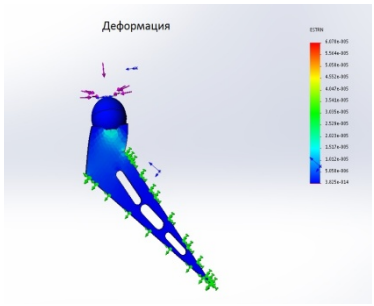


Рис.5. Деформация
min 3.825e-014,
max 2.529e-005

Во втором случае исследование НДС проводилось в программе SolidWorks 2016 под нагрузкой 3000 Н на ножку эндопротеза, изготовленную из технически чистого CP-Ti UNS R50400 (SS), с пределом прочности на растяжение 344 МПа, плотность 4510 кг/мм^3. Коэффициент термического расширения технически чистого титана выше, чем у керамики. В результате этого технически чистый титан не испытывает сильного напряжения сжатия.

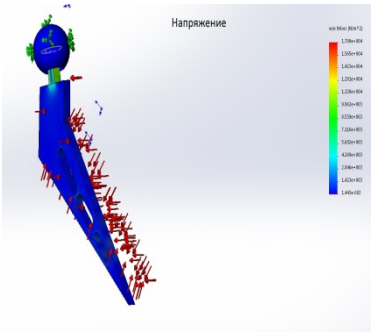


Рис.6. Напряжение
min 1.443e-002,
max 1.138e+004 Па

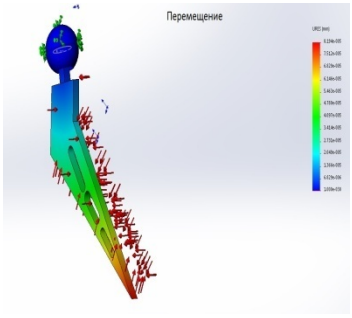


Рис.7. Перемещение
min 1.000e-030,
max 8.194e-005 мм

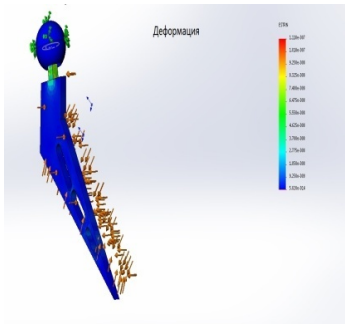


Рис.8. Деформация
min 5.820e-014,
max 7.400e-008

Выводы: проведен анализ используемых современных эндопротезов тазобедренных суставов, на основе анализа предложено решение для уменьшения веса протеза, а именно: за счет создания отверстий в ножке

протеза и искусственной вертлужной впадине. Получены результаты распределения напряжений для ножки *эндопротеза* при ходьбе. Показано, что с точки зрения механической прочности ножка из титана является более предпочтительной.

Литература

1. Национальный стандарт РФ ГОСТ Р ИСО 14242-1-2012. Имплантаты для хирургии. Износ тотальных эндопротезов тазобедренного сустава. Ч.1. Параметры нагружения и перемещения для испытательных машин и условия окружающей среды при испытании. Implants for surgery. Wear of total hip-joint prostheses. Part 1. Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test.

2. Эндопротезирование тазобедренного сустава // Н. Загородний.

Федеральный центр травматологии, ортопедии и эндопротезирования, 2013, http://www.orthoscheb.com/technology/endoprotezirovanie-sustavov/

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРЫ ТРЕНИЯ КЕРАМОТИТАН-СВМПЭ В ЭНДОПРОТЕЗЕ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

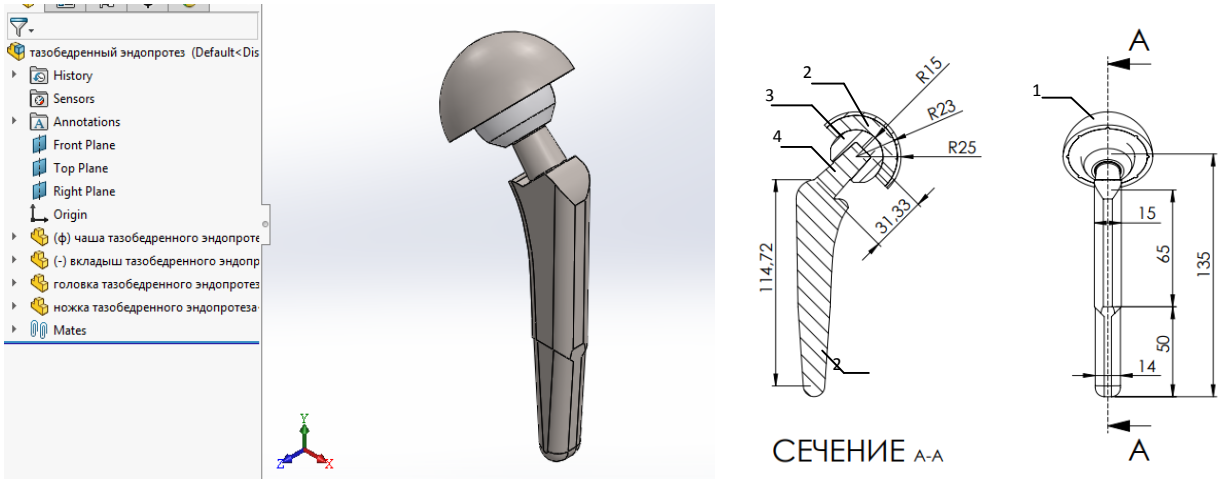
К.С. Остапчук

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

На данный момент известно, что самый распространенный вид эндопротезирования – это тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава. В ходе этой операции заменяют как шейку с головкой бедренной кости, так и вертлужную впадину. Классический тотальный эндопротез состоит

ножки, шейки, вкладыша, чашки и головки, рис. 1. При создании эндопротеза могут использоваться разные материалы для каждого элемента, при этом появляется такой термин как «пара трения». В настоящее время существует три пары трения, которые имеют свои плюсы и минусы, однако мы хотим предложить новую пару трения - керамотитан-СВМПЭ.



а *б*

Рис. 1. а - 3D модель эндопротеза тазобедренного сустава; б - чертеж с разрезом эндопротеза тазобедренного сустава, где: 1 – чаша; 2 – вкладыш; 3 – головка; 4 – шейка; 5 – ножка

Цель работы: исследование пары трения керамотитан-СВМПЭ в эндопротезе тазобедренного сустава.

Для решения поставленной цели был произведен анализ существующих пар трения для эндопротеза тазобедренного сустава, который представлен в таблице 1.

Таблица 1

Сравнение пар трения, применяемых в эндопротезах тазобедренного сустава

	Плюсы	Минусы
Металл-полиэтилен	• низкая цена; • широко используемый вариант пары трения, • допускает широкий угол наклона чашки	• головки могут иметь относительно небольшой диаметр – до 32 мм, • умеренная износостойкость, • продукты трения умеренно токсичны
Металл-металл	• высокая износостойкость; • возможны головки большого диаметра – 36 мм, что позволяет обеспечить большую амплитуду движения	• высокая цена; • высокая локальная токсичность продуктов трения; • наклон должен быть не более 50 градусов
Керамика-керамика	• высокая износостойкость; • головки могут иметь большой диаметр; • продукты трения нетоксичны	• высокая цена; • высокая плотность материала, ведущая к его хрупкости

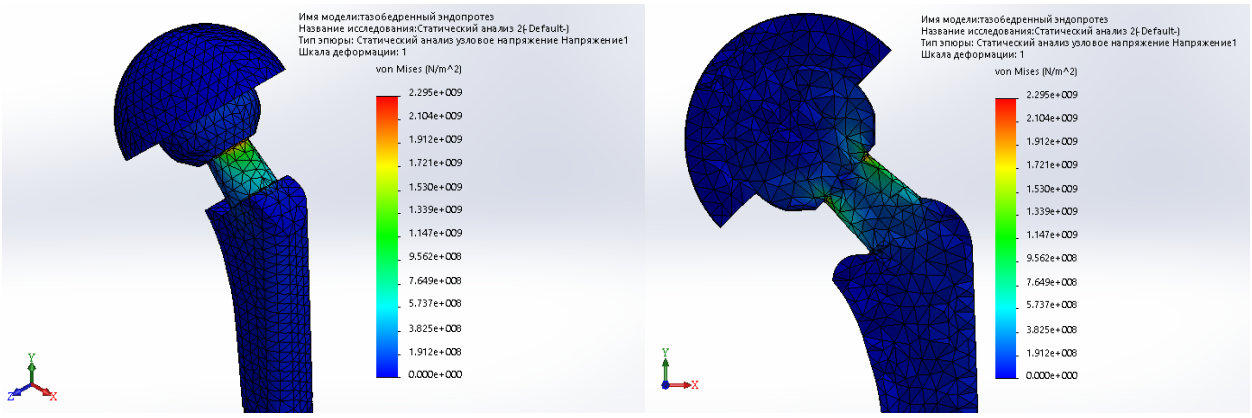
Анализ табл. 1 позволяет сделать вывод, что основными недостатками являются стоимость эндопротезов с наиболее хорошими парами трения, ограничения в конструкции и локальная токсичность материалов. Нами предлагается новая пара трения керамотитан-СВМПЭ, которая сочетает в себе плюсы известных пар трения:

1) пара трения является биосовместимой и практически не токсичной, т.к. имеет высокую износостойкость,

2) пара трения позволяет использовать головки большого диаметра – больше 36 мм,

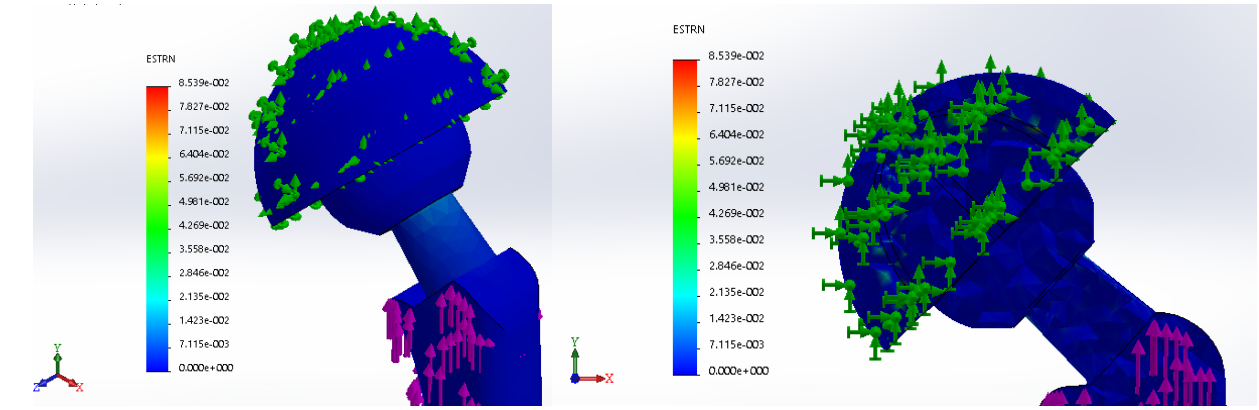
3) относительно невысокая стоимость.

Керамотитан – это композитный материал, относящийся к классу металлокерамических покрытий, который получается при нанесении на поверхность керамики титана диффузионным способом [1-3]. Благодаря этой технологии получены удовлетворительные данные по расчетам напряженно – деформированного состояния в SolidWorks Simulation, рис.2-4.



а *б*

Рис. 2. Результаты расчёта напряжений: а - диметрия; б - разрез в плоскости OXY

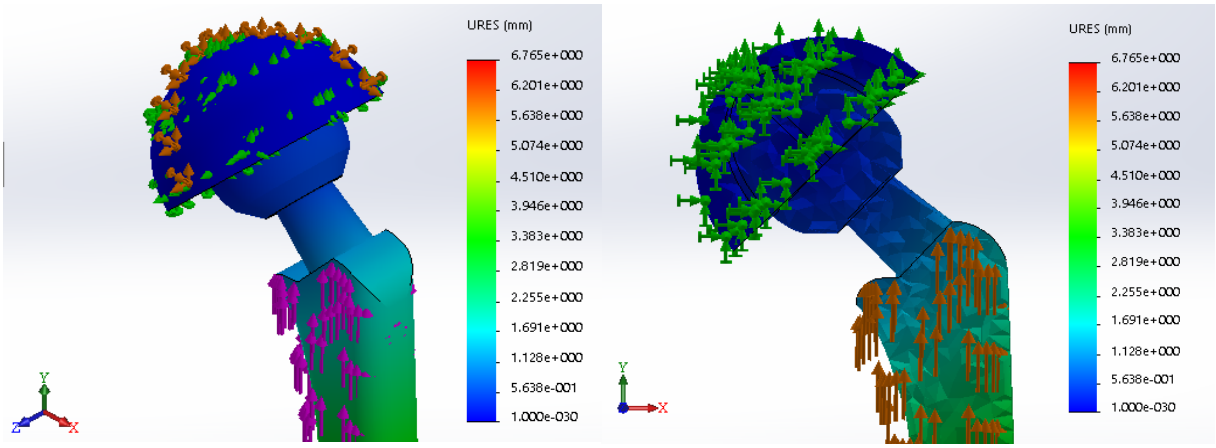


а *б*

Рис. 3. Результаты расчёта деформации: а - диметрия; б - разрез в плоскости OXY

Недостатком пары трения керамотитан-СВМПЭ является сложность создания керамотитана. Обычно **продукты трения СВМПЭ (дебрис)** раздражают кость, мышцы, всасываются в кровь, что может привести к

расшатыванию ножки или чашки эндопротеза. Для того чтобы уменьшить токсическое влияние дебриса на кость предлагается на поверхности трения наносить витамин Е (антиоксидант).



а *б*

Рис. 4. Результаты расчёта перемещений: а – диметрия; б – разрез в плоскости OXY

Выводы: показано, что разработанная пара трения керамотитан-СВМПЭ имеет удовлетворительные характеристики и решает недостатки, которые свойственны аналогичным парам трения в эндопротезе тазобедренного сустава.

Литература

1. ГОСТ 9.008-82. Единая система защиты от коррозии и старения (ЕСЗКС). Покрытия металлические и неметаллические неорганические. Термины и определения, 1983. – 15с.

2. Патент RU 2240744. Способ фиксации бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава / Линник С.А., Лысенок Л.Н., Рак А.В., Хрыпов С.В., Ермаков Е.А., Гаурав Гупта, 2012. – 5с.

3. Патент RU 2268685. Головка эндопротеза тазобедренного сустава. Пинчук Л.С., Кадолич Ж.В., Цветкова Е.А., Николаев В.И., Струк В.А., Овчинников Е.В. , Карев Д.Б. Болтрукевич С.И., 2006. – 7с.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОКОМПОЗИТНЫХ ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ

А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, О.А. Дударева
Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Лясникова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Актуальной задачей современного биоматериаловедения является создание материалов, обладающих помимо биосовместимости дополнительными свойствами, например антимикробной активностью.

Результаты экспериментальных исследований показали, что возможно получение порошков и покрытий на основе замещенных кальцийфосфатов, таких как медь-, серебро-, магний, цинкзамещенных гидроксиапатиты и трикальцийфосфаты [1-4].

Антимикробные свойства различных типов покрытий были изучены с использованием суточных культур штаммов *Staphylococcus aureus*, выделенных от пациентов с инфекционными осложнениями после эндопротезирования крупных суставов [5, 6].

Учитывая то, что бактерии рода *Staphylococcus* относятся к агентам IV группы патогенности, работа с ними проводилась в соответствии с СП 1.3.2322-08 «Безопасность работы с микроорганизмами III - IV групп патогенности (опасности) и возбудителями паразитарных инфекций».

В результате экспериментальных исследований выявлена чувствительность большинства исследуемых штаммов *Staphylococcus aureus* к антимикробному действию образца с покрытием сереброзамещенными

кальцийфосфатами. Образцы с напыленным цинкзамещенным покрытием в 50% случаев также демонстрировали антибактериальную активность.

Полученные результаты свидетельствуют о возможности использования покрытий на основе сереброзамещенных кальцийфосфатов в качестве антимикробного покрытия для своевременного предупреждения переимплантной инфекции.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта Президента для государственной поддержки молодых российских ученых РФ – докторов наук МД-1403.2017.8, а также Гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Литература

1. Composition and microstructure of zinc-substituted tricalcium phosphate and plasma biocoating based hereon / A. V. Lyasnikova, O. A. Dudareva, V. N. Lyasnikov, O. A. Markelova, I. P. Grishina // Powder Metallurgy and Metal Ceramics, 2018. – Vol. 56(9-10). – P. 541-545.

2. Investigation of the properties of biocomposite plasma coatings «titanium-magnesium-substituted calcium phosphates» / Lyasnikova A.V., Dudareva O.A., Grishina I.P., Markelova O.A., Lyasnikov V.N. // Letters on Materials, 2018, Vol. 8. Iss. 2. P. 202-207.

3. A Study of Plasma-Sprayed Nanocomposite Coatings Based on Magnesium-Substituted Tricalcium Phosphate / Lyasnikova, A.V., Grishina, I.P., Dudareva, O.A., Markelova, O.A., Lyasnikov, V.N. // Protection of Metals and Physical Chemistry of Surfaces, 2018. Vol. 54. Iss. 3. P. 389-392.

4. Comparative Analysis of Plasma Bioceramic Coatings Based on Zinc-Substituted Hydroxyapatite and Tricalcium Phosphate / Lyasnikova, A.V., Dudareva, O.A., Lyasnikov, V.N., Markelova, O.A., Grishina, I.P. // Glass and Ceramics, 2018. Vol. 75, Iss. 3-4. P. 163-167.

5. Нанокомпозитные плазменные покрытия на основе металлозамещенных гидроксиапатитов для внутрикостного эндопротезирования / Лясникова А.В., Гришина И.П., Дударева О.А., Маркелова О.А., Лясников В.Н., Барабаш А.П., Шпиняк С.П. // Конструкции из композиционных материалов. 2016. № 4 (144). С. 57-62.

6. Комплексная характеристика электроплазменных покрытий на основе серебро-и медьзамещенных гидроксиапатитов / Лясникова А.В., Маркелова О.А., Дударева О.А., Лясников В.Н., Барабаш А.П., Шпиняк С.П. // Порошковая металлургия. 2016. № 5-6. С. 100-105.

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОБРАБОТКИ ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА

М.В. Частова, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В современной технике и технологии изготовления приборов и аппаратов, в т.ч. медицинской техники актуальным является создание поточных автоматизированных производств. Структурно-функциональной схемы автоматизированного технологического комплекса (АТК) для обработки детали эндопротеза локтевого компонента методом плазменного напыления представлена на рис. 1.

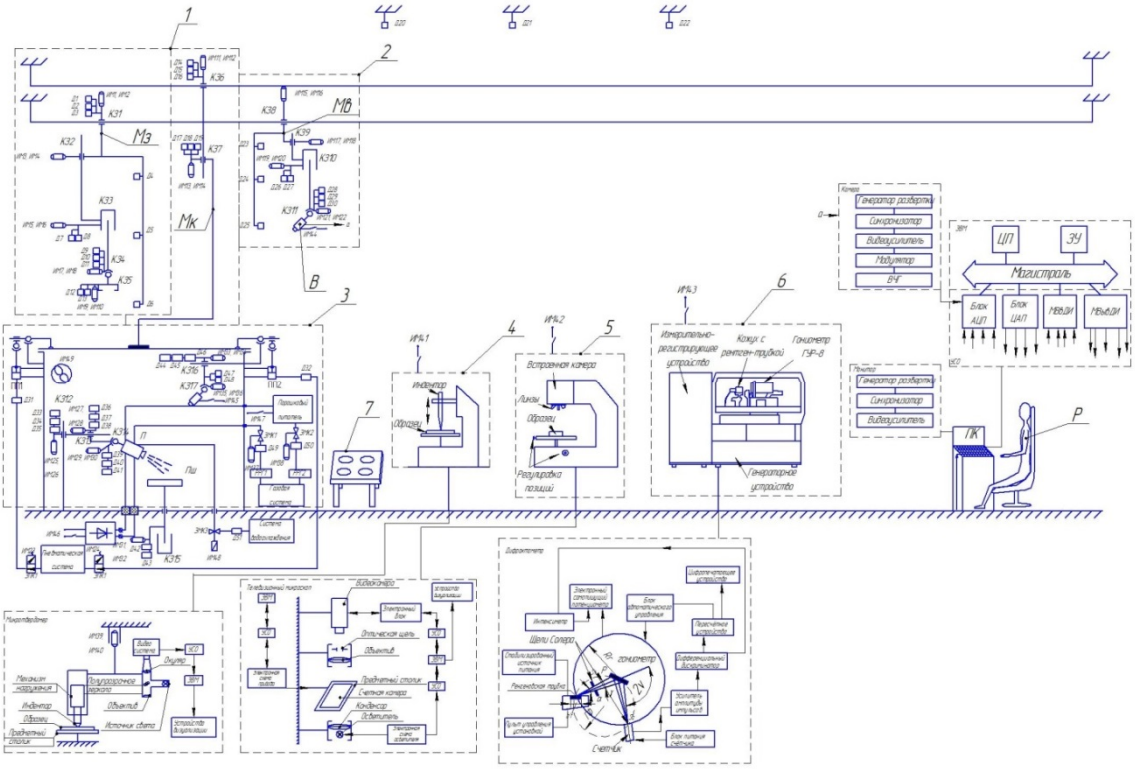


Рис.1. Структурная схема АТК

Данный автоматизированный технологический комплекс позволяет произвести напыление на локтевой компонент эндопротеза и провести контроль покрытия без участия человека.

Автоматизированный технологический комплекс (АТК) состоит из: манипулятора захвата (МЗ), манипулятора крышки (МК), манипулятора видеокамеры (МВ), технологическая установка для напыления (3), твердомер HBS-2000 (4), микроскоп АГПМ-6М (5), дифрактометр ДРОН-3 (6), стол для образцов (7), компьютерная система управления (ЭВМ).

Манипулятор захвата детали (МЗ) предназначен для ее транспортировки и захвата. Захват, нужен для переноса оснастки от стола к необходимым установкам. Перемещение захвата осуществляется кинематическими звеньями К31-К35. Манипулятор захвата движется относительно оси x с помощью кинематического звена (К31), приводящегося в движение исполнительными механизмами (ИМ1,ИМ2), положения регистрируются датчиками (Д1,Д2,Д3). Манипулятор захвата движется относительно оси y посредством

кинематического звена (КЗ2), которое приводится в движения исполнительными механизмами (ИМ3, ИМ4), положения регистрируются датчиками (Д4, Д5, Д6). Захват выполняет вращательные движения относительно оси x, с помощью (КЗ3), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ5, ИМ6), положения регистрируются датчиками (Д7, Д8) и изменяет углы поворота с помощью (КЗ4), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ7, ИМ8), положения регистрируются датчиками (Д9, Д10, Д11). Кинематическое звено (КЗ5) отвечает за зажатие (ИМ10) и разжатие (ИМ9) захвата, регистрируется датчиками (Д12, Д13).

Манипулятор видеокамеры (МВ), служит для перемещения видеокамеры (В), необходимой для видеоконтроля. Видеокамера (В) включается посредством замыкания ключа (ИМ44), перемещается относительно оси x, с помощью (КЗ8), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ15, ИМ16), положения регистрируются датчиками (Д20, Д21, Д22), относительно оси y с помощью (КЗ9), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ17, ИМ19), положения регистрируются датчиками (Д23, Д24, Д25).

Видеокамера выполняет вращательные движения относительно оси x, с помощью (КЗ10), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ19, ИМ20), положения регистрируются датчиками (Д26, Д27) и изменяет углы поворота с помощью (КЗ11), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ21, ИМ22), положения регистрируются датчиками (Д28, Д29, Д30).

Электронный блок видеокамеры (ЭБВ) состоит из генератора развертки, синхронизатора, видео усилителя, модулятора и высокочастотного генератора. Электронный блок видеокамеры подключен к компьютерной системе (ЭВМ).

Инженер (Р), при помощи компьютерной системы (ЭВМ) дистанционно управляет положением видеокамеры.

Кинематическое звено (КЗ6) отвечает за перемещение манипулятора крышки (МК) относительно оси x, приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ11, ИМ12), положения регистрируются датчиками (Д14, Д15, Д16), за движение относительно оси y отвечает кинематическое звено (КЗ7), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ13, ИМ14), положения регистрируются (Д17, Д18, Д19). Манипулятор крышки (МК), нужен для перемещения крышки, чтобы получить доступ к технологической установке для напыления.

Кинематическое звено (КЗ12) отвечает за перемещение вдоль оси y, манипулятора плазмотрона, приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ25, ИМ26), положения регистрируются датчиками (Д33, Д34, Д35). Плазматрон (П), перемещается относительно оси x с помощью кинематического звена (КЗ13), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ27, ИМ28), положения регистрируются датчиками (Д36, Д37, Д38), изменяет углы поворота (КЗ14) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ29, ИМ30), положения регистрируются датчиками (Д39, Д40, Д41). За вращение планшайбы отвечает кинематическое звено (КЗ15), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ31, ИМ32), а положения регистрируются датчиками (Д42, Д43). Система водоохлаждения запускается исполнительным механизмом (ИМ48), срабатывается клапан (ЭМК3), датчик (Д51) регистрирует его работу. Съемка процесса напыления внутри камеры плазматрона, производится при помощи камеры, которая включается посредством замыкания ключа (ИМ45). Перемещение камеры относительно оси x, происходит при помощи (КЗ16), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ33, ИМ34), положения регистрируются датчиками (Д44, Д45,

Д46), изменяет углы поворота (КЗ17), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ35, ИМ36), положения регистрируются датчиками (Д47, Д48). Газовая система снабжает газом плазмотрон и порошковый питатель. Подача газа в плазмотрон регулируется регулятором газа (РРГ1), исполнительный механизм (ИМ37) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК1), датчик (Д49) регистрируется работу клапана. Подача газа в порошковый питатель регулируется регулятором газа (РРГ2), исполнительный механизм (ИМ38) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК2), датчик (Д50) регистрируется работу клапана. Для снятия крышки используется пневматическая система, для работы пневматических поршней (ПП1, ПП2) установлены электропневматические клапаны (ЭПК1, ЭПК2) одновременно включаются исполнительными механизмами (ИМ23, ИМ24), их работа регистрируется датчиками (Д31, Д32).

При помощи манипулятора захвата (М3) можно перенести обработанную деталь на контроль твердости, который осуществляется микротвердомером (4), затем на контроль микроструктуры, при помощи телевизионного микроскопа (5), затем на проверку степени кристалличности дифрактометром (6), все манипуляции управляются инженером (Р), с помощью компьютерной системы (ЭВМ) [1, 2].

Данный комплекс позволит сократить время на изготовление продукции, тем самым увеличить производительность труда.

Литература

1. Проектирование технических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 284 с.

2. Проектирование информационных систем для контроля и управления техническими объектами: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 380 с.

ПРИМЕНЕНИЕ НАНОРОБОТОВ В МЕДИЦИНЕ

К.А. Маслова

Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Нанороботы – рукотворные создания размером с молекулу, которые призваны выполнять важнейшие задачи в различных сферах жизни, от науки до медицины, от военных технологий до исследований космоса. Раньше нанотехнологии существовали только в фантастической литературе и кино, но в последние годы ведущие научные центры всех развитых государств мира уделяют этой теме первостепенное значение. Разработка полноценной технологии нанороботов коренным образом изменит мировую науку и приблизит нас к тому феерическому будущему, которого так ждали фантасты.

Наиболее полезной областью для применения нанороботов сегодня считается медицина. Медики планируют использовать эту технологию для экстренной доставки лекарств и полезных веществ прямо в клетки, а также для уничтожения инфекций и раковых клеток. нанороботы могут проникать внутрь тканей организма и уничтожать любую болезнь мгновенно, даже без применения специальных препаратов. Это позволит бороться и с генетическими нарушениями, ведь на уровне молекул и атомов можно исправить любые ошибки природы.

Другие медицинские нанороботы конструируются для точной диагностики заболеваний, сбора данных о человеческом организме. С началом активного применения этой технологии медицина будет развиваться ускоренными темпами, ведь это шанс заглянуть внутрь работающей клетки,

изучить здоровые и поврежденные опухолями ткани, в конце концов, докопаться до ранее недоступных секретов нашего тела.

Сейчас в наномедицине приоритетными являются такие направления:

1. Доставка лекарств напрямую в нуждающийся орган или систему на клеточном уровне.
2. Усиление иммунитета или же его ослабление для борьбы с аллергическими реакциями.
3. Хирургия с микроскопическими разрезами, позволяющая ускорить период заживления постоперационных швов.
4. Диагностика и лечение онкологических заболеваний.
5. Безопасное распространение в организме компонентов вакцины.

Эти методы уже проверены на лабораторных животных, сейчас готовятся испытания на людях, которые навсегда изменят мировую медицину, если будут удачными. Возьмем, к примеру, нанороботов, которые доставляют лекарства в клетки. Благодаря таким нанороботам во много раз уменьшится не только расход лекарственного препарата, но и количество побочных эффектов от сильнодействующих лекарств, ведь они не будут затрагивать другие органы и системы, кроме непосредственно пораженных заболеванием. Лекарство будет доставляться напрямую в клетку через ее цитоплазму. Так же упростится и вакцинация, более того – непредсказуемые антитела можно будет сразу заменить нанороботами, которые будут бороться с любыми инфекциями, попадающими в организм извне [1-10].

Литература

1. Bhat A.S. Nanobots: the future of medicine // I.J.E.M.S., VOL.5 (1) 2014. P. 44-49.
2. Nelson B.J., Kaliakatsos I.K., Abott J. Microrobots for minimally invasive medicine // Annu. Rev. Biomed. Eng. 2010.P. 12-14.

3. Moni S. Nanomedicine: Promising Tiny Machine for the Healthcare in Future-A Review / Oman Med J. 2009 Oct; 24(4): 242–247.

4. Nanorobotic Applications in Medicine: Current Proposals and Designs / Yamaan S., Dinesh V. // Am J Robot Surg. 2014 Jun; 1(1): 4–11.

5. Gao W, Dong R, Thamphiwatana S, Li J, Gao W, Zhang L, Wang J. / Artificial Micromotors in the Mouse's Stomach: A Step towardin Vivo Use of Synthetic Motors // ACS Nano. 2015. Vol. 9 (1). P. 117–23.

6. I. Wiesel-Kapah, G. A. Kaminka, G. Hachmon, N. Agmon, I. Bachelet / Rule-Based Programming of Molecular // Proceedings of the Twenty-Fifth International Joint Conference on Artificial Intelligenc. Bar Ilan University, Israel, 2017. p. 1-8.

7. BloodVoyagerS: simulation of the work environment of medical nanobots / R/ Geyer, M. Stelzner, F. Büther, S. Ebers // Conference: the 5th ACM International Conference, 2018. P.23-27.

8. Grobler A., Sierra Z.P., Viljoen H.J. / Modelling nanoparticle delivery of TB drugs to granulomas // J. Theoret. Biol., 388 (2016), pp. 85-95.

9. Shen Z., Coupier G., Kaoui B., Polack B., Harting J., Misbah C., Podgorski T. / Inversion of hematocrit partition at microfluidic bifurcations // Microvasc. Res., 105 (Supplement C) (2016), pp. 40-46

10. S.R. Romo, R. F. Ortigoza-Dominguez / Model and simulation of Placlitaxel released performed by a nanobot inside a capillary // Physica A: Statistical Mechanics and its Applications, Vol. 518. 2019. P. 190-209.

ТЕХНОЛОГИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ СВАРКИ ДЕТАЛЕЙ И УЗЛОВ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

А.А. Маслов, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Сварка – это получение неразъемных соединений путем нагрева и расплавления кромок соединяемых деталей. Если раньше ей подвергали только металлы, то сегодня таким методом соединяют и другие материалы, например, пластмассу. Для автоматизации процессов сварки была разарботна технологическая установка.

Технологическая установка сварки деталей и манипулятор для её ориентации в пространстве представлен на (рис.1).

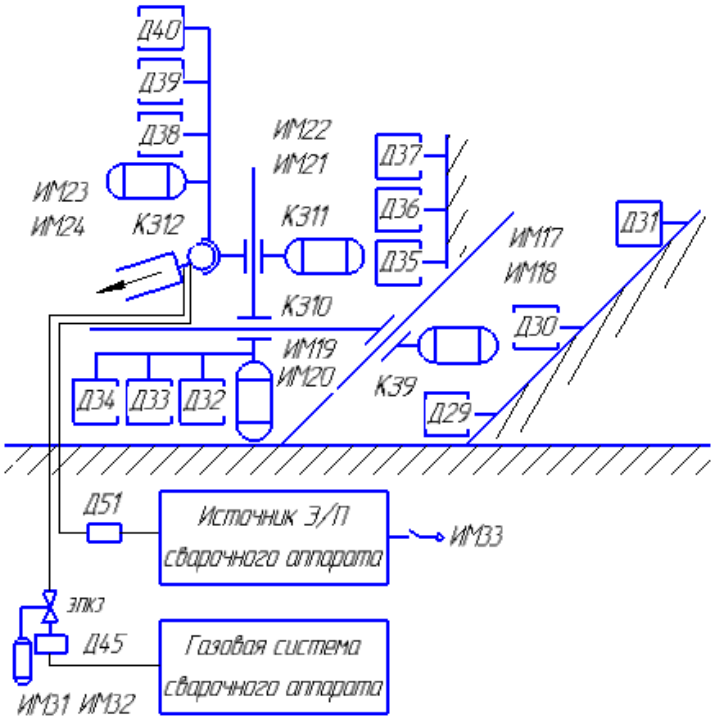


Рис.1. Технологическая установка сварки деталей и манипулятор для её ориентации

Манипулятор (М3), предназначен для перемещения в 3-х координатах сварочной головки (12) посредством движения кинематических звеньев КЗ9, КЗ10, КЗ11, КЗ12. Перемещение манипулятора (М3) вдоль оси z осуществляется исполнительными механизмами ИМ17-ИМ18 и регистрируется контактными датчиками Д29, Д30, Д31. Перемещение манипулятора (М3) вдоль оси y осуществляется исполнительными механизмами ИМ19-ИМ20 и регистрируется контактными датчиками Д32, Д33, Д34. Перемещение манипулятора (М3) вдоль оси x осуществляется исполнительными механизмами ИМ21-ИМ22 и регистрируется контактными датчиками Д35, Д36, Д37. Перемещение манипулятора (М3) вокруг оси z осуществляется исполнительными механизмами ИМ23-ИМ24 и регистрируется контактными датчиками Д38, Д39, Д40.

Технологическая установка сварки деталей имеет сварочную головку(12), газовую систему, представляющую из себя газовый болон с аргоном, электропневмоклапан (ЭПК3) открывающийся исполнительными механизмами ИМ31-ИМ32 и датчик расхода Д45. Источника электропитания, исполнительного механизма ИМ33 отвечающего за включение и выключения данного блока и датчик (Д51) регистрирующий начало подачи электропитания [1, 3].

Литература

1. Проектирование технических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 284 с.

2. Таран В.М. Биотехнические системы медицинского назначения: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. – Москва: Прондо, 2015. – 412 с.

3. Проектирование информационных систем для контроля и управления техническими объектами: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 380 с.

АВТОМАТИЗАЦИЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ УСТАНОВКИ ДЛЯ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ НА ИЗДЕЛИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

Т.С. Удовик, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Кинематическая схема технологической установки представлена на рис. 1.

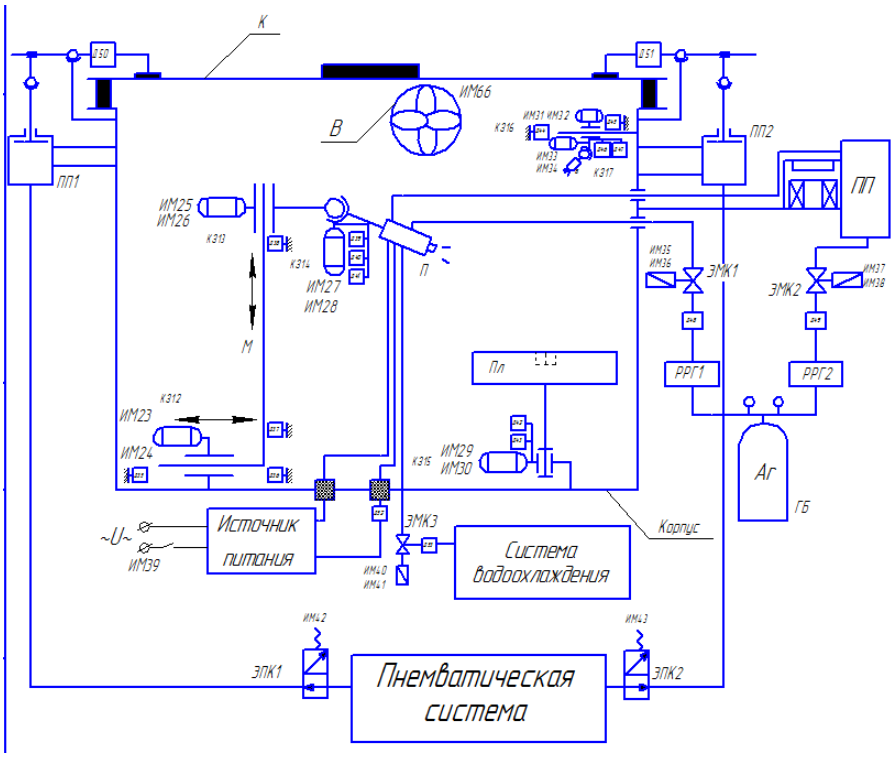


Рис. 1. Технологическая схема установки для плазменного напыления порошковых покрытий

Кинематическое звено (К312) отвечает за перемещение вдоль оси x, манипулятора плазмотрона, приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ23, ИМ24), положения регистрируются датчиками (Д35,

Д36). Плазматрон (П), перемещение вдоль оси у с помощью кинематического звена (КЗ13), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ25, ИМ26), положения регистрируются датчиками (Д37, Д38), изменяет углы поворота (КЗ14) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ27, ИМ28), положения регистрируются датчиками (Д39, Д40, Д41). За вращение планшайбы отвечает кинематическое звено (КЗ15), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ29, ИМ30), а положения регистрируются датчиками (Д42, Д43). Система водоохлаждения запускается исполнительными механизмами (ИМ40; ИМ41), срабатывается клапан (ЭМК3), датчик (Д53) регистрирует его работу. Съемка процесса напыления внутри камеры плазматрона, производится при помощи камеры. Перемещение камеры относительно оси х, происходит при помощи (КЗ16), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ31, ИМ32), положения регистрируются датчиками (Д44, Д45), изменяет углы поворота (КЗ17), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ33, ИМ34), положения регистрируются датчиками (Д46, Д47). Газовая система снабжает газом плазмотрон и порошковый питатель.

Подача газа в плазмотрон регулируется регулятором газа (РРГ1), исполнительными механизмами (ИМ35; ИМ36) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК1), датчик (Д48) регистрируется работу клапана. Подача газа в порошковый питатель регулируется регулятором газа (РРГ2), исполнительный механизм (ИМ37; ИМ38) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК2), датчик (Д49) регистрируется работу клапана. Для снятия крышки используется пневматическая система, для работы пневматических поршней (ПП1, ПП2) установлены электропневматические клапаны (ЭПК1, ЭПК2) одновременно включаются исполнительными механизмами (ИМ42, ИМ43), их работа регистрируется датчиками (Д50, Д51) [1-5].

Литература

1. Таран В.М. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учебное пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева. – М.: Прондо, 2015. – 306 с.

2. Программа для определения режимов электроплазменного напыления наноструктурированных композитных покрытий, обладающих определенной адгезионной прочностью / Лясникова А.В., Маркелова О.А., Гришина И.П., Дударева О.А., Лясников В.Н. // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ RUS 2018610957 13.01.2018.

3. Плазмонапыленные покрытия на основе металлосодержащих порошков / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П. // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2017 Материалы Всероссийской школы-семинара. Под редакцией Д.А. Усанова. 2017. С. 123-125.

4. Применение аддитивных технологий в медицине и имплантологии / Загибашев М.В., Кудрявцев Д.А., Гришина И.П., Маркелова О.А. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии сборник материалов VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. 2017. С. 186-188.

5. Особенности формирования структурно-морфологических характеристик биокерамических нанокомпозитных покрытий плазменным напылением по комбинированной технологии / Гришина И.П., Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гомон В.А. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии. сб. матер. VI Всерос. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. 2017. С. 210-213.

МЕДИЦИНСКИЙ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЯХ НА ПЛЕЧЕВОМ СУСТАВЕ

А.В. Поршнев, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Для облегчения и автоматизации процессов диагностических и лечебных действий врача, применяется медицинский автоматизированный комплекс (МАК). МАК оснащен механизированным креслом для комфортного положения пациента во время процедуры, рентгеновским аппаратом (РТ) и видеокамерой для контроля.

МАК состоит из 3Д манипуляторов рентгеновской трубки, рентгеновского приемника и 2Д манипуляторов видеокамеры и механизированного кресла. Структурно-функциональная схема МАК изображена на рис. 1.

Механизированное кресло МК состоит из подголовника, спинки, сидения, подножки, подставки под ноги. МК оснащено ножкой, с помощью которой можно регулировать его высоту. При помощи датчиков Д1 – Д15 осуществляется контроль и фиксация МК в пространстве. Исполнительные механизмы ИМ1 – ИМ10 приводят в движение МК до срабатывания нужного датчика. Этот процесс автоматизирован, благодаря специальным кодам, реализующихся в компьютерной системе управления (КСУ). При помощи ЭВМ, врач активирует требуемые программные алгоритмы, используя пульт управления (ПУ). От ЭВМ сигнал поступает на устройство сопряжение с

объектом ((УСО), состоящее из ЦАП, АЦП, устройств ввода и вывода дискретной информации), через которое поступают команды на электронные блоки МАК.

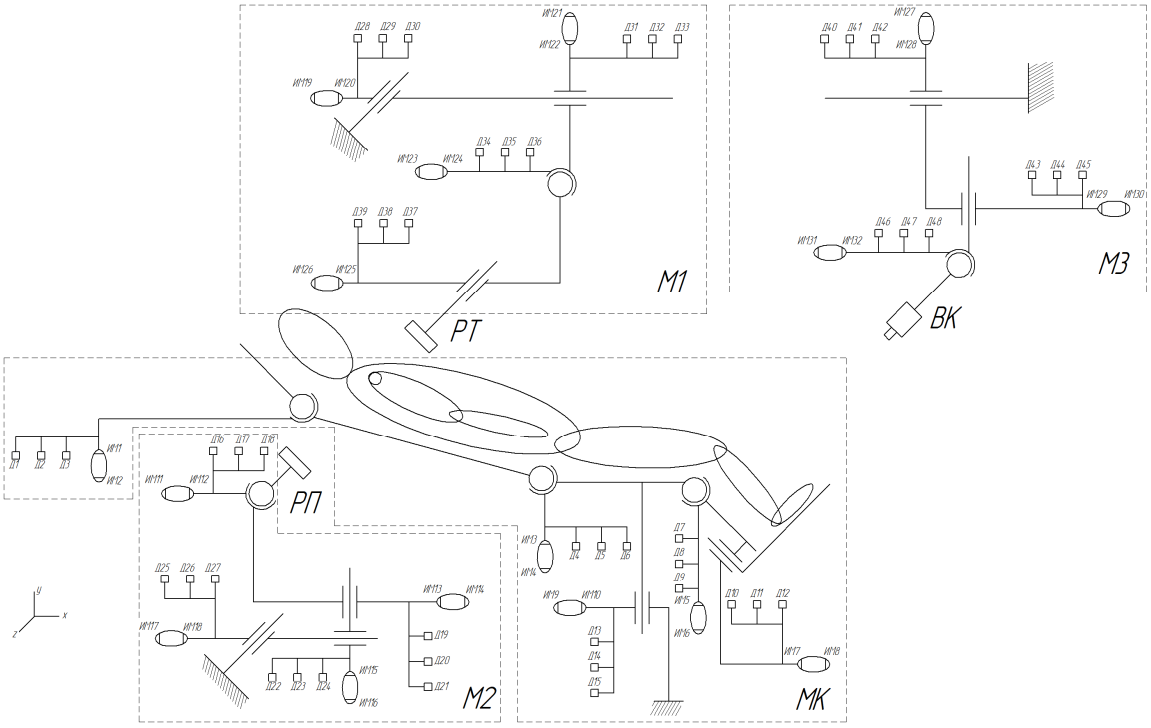


Рис.1. Структурно-функциональная схема МАК, МК – механизированное кресло-кровать, М1 – манипулятор рентгеновской трубки, М2 – манипулятор рентгеновского приемника, М3 – манипулятор видеокамеры

3Д манипуляторы нужны для перемещения рабочих инструментов в трех плоскостях X,Y,Z. Подробное описание каждого действия каждого исполнительного механизма и датчика будет представлено в следующих пунктах курсовой работы.

Рентгеновская трубка состоит из высоковольтного источника питания, который преобразует переменный ток с сетевым напряжением 220 вольт в постоянный ток с напряжением выше 50 киловольт, колбы с выводным окном, в которой размещен катод и анод с мишенью и электронного блока. Рентгеновский приемник состоит из электронно – оптического

преобразователя, который предназначен для преобразования электромагнитного излучения одной частоты в другую, ПЗС матрицы, для преобразования оптического сигнала в код и электронного блока [1-3].

Литература

1. Таран В.М. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учебное пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева. – М.: Пронdo, 2015. – 306 с.

2. Боголюбов С.К. Инженерная графика: Учебник для средних специальных учебных заведений. – 3-е изд., испр. и доп. – М.: Машиностроение, 2009.-392 с.

3. Схирладзе А.Г. Технологические процессы в машиностроении: Учеб. для машиностроит. спец. Вузов/ А.Г. Схирладзе. – М.: Высш.шк., 2007. – 927 с.

МЕДИЦИНСКИЙ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Н.М. Кривенцов, В.М. Таран

Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Медицинский автоматизированный комплекс (МАК) представлен на рис.1. МАК осуществляется на основе функциональных элементов: датчиков (Д1-Д44) и исполнительных механизмов (ИМ1-ИМ28). Пациент располагается на механизированном кресле-кровати (К). С помощью исполнительных механизмов ИМ1, ИМ2 подголовник регулируется по углу наклона, положение

регулируется датчиками Д1, Д2, Д3. С помощью ИМ3, ИМ4 можно регулировать спинку кресла, положение регулируется датчиками Д4, Д5, Д6. По высоте кресло регулируется с помощью ИМ5, ИМ6, которые поднимают или опускают кресло, положение регулируется датчиками Д7, Д8, Д9. Подставка для ног регулируется с помощью ИМ7, ИМ8 и меняет ее угол наклона, положение подставки регулируется датчиками Д10, Д11, Д12.

Такое кресло удобно врачу для проведения ультразвукового исследования, и при помощи манипулятора М1 врач может перемещать по трем координатам пьезодатчик. За линейное перемещение М1 по оси X отвечает ИМ9, ИМ10, положение регулируется датчиками Д37, Д38. За линейное перемещение по оси Y отвечает ИМ11, ИМ12, положение регулируется датчиками Д13, Д14, Д15. За линейное перемещение пьезодатчика отвечает ИМ13, ИМ14, положение регулируется датчиками Д16, Д17, Д18. За линейное перемещение М1 по оси Z отвечает ИМ25, ИМ26, положение регулируется датчиками Д32, Д33, Д34. За вращательное движение пьезодатчика отвечает ИМ15, ИМ16, угол наклона регулируется датчиками Д19, Д20, Д21.

С помощью видеокамеры врач может наблюдать за пациентом во время ультразвукового исследования и при помощи М2 перемещать камеры по трем координатам в пространстве. За линейное перемещение М2 по оси X отвечает ИМ17, ИМ19, положение регулируется датчиками Д39, Д40, Д41. За линейное перемещение по оси Y отвечает ИМ19, ИМ20, положение регулируется датчиками Д22, Д23, Д24. За линейное перемещение видеокамеры отвечает ИМ21, ИМ22, положение регулируется датчиками Д25, Д26, Д27. За линейное перемещение М2 по оси Z отвечает ИМ25, ИМ26, положение регулируется датчиками Д32, Д33, Д34. За вращательное движение видеокамеры отвечает ИМ23, ИМ24, угол наклона регулируется датчиками Д28, Д29, Д30.

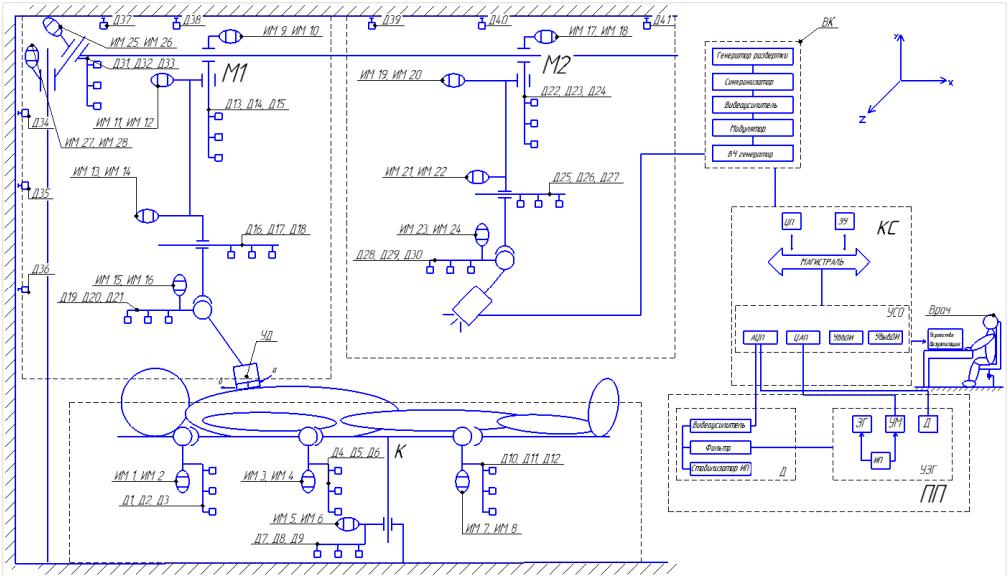


Рис. 1. МАК для ультразвукового исследования

Компьютерная система управления (КСУ) нужна для автоматизации и управления прибором для ультразвукового исследования. В состав КСУ входит электронно-вычислительная машина (ЭВМ) и устройство сопряжения с объектом (УСО)В состав ЭВМ входит: центральный процессор (ЦП), запоминающее устройство (ЗП), магистраль, периферийные устройства (пульт управления ПУ и устройство визуализации). В состав УСО входит: аналогово-цифровой преобразователь (АЦП), цифроаналоговый преобразователь (ЦАП), устройство вывода дискретной информации (УвывДИ), устройство ввода дискретно информации (УввДИ). Ультразвуковой датчик (УД) состоит из ультразвукового генератора (УЗГ). задающий генератор (ЗГ) подаёт необходимую частоту 18 кГц на усилитель мощности (УМ), который в свою очередь повышает амплитуду сигнала и результат подаёт на излучатель (а). Отражённый сигнал (б) поступает на приёмник. При замыкании ключа исполнительного механизма включается датчик приёма отражённых сигналов поступающие в фильтр. Фильтр обрабатывает сигналы для того что бы убрать шумы. Обработанный сигнал поступает в видеоусилитель, который увеличивает мощность видеосигнала и поступает на компьютерную систему

управления (КСУ), где формируется изображение, что позволяет врачу провести ультразвуковое исследование человека.

Литература

1. Проектирование технических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 284 с.

2. Таран В.М. Биотехнические системы медицинского назначения: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. – Москва: Пронодо, 2015. – 412 с.

3. Проектирование информационных систем для контроля и управления техническими объектами: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 380 с.

ТЕХНОЛОГИЯ ИМПРЕГНАЦИИ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ АКТИВНЫМИ ВЕЩЕСТВАМИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОЛЕБАНИЙ

О.А. Маркелова, И.П. Гришина

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Для придания плазмонапыленным покрытиям дополнительных эффектов (антимикробный, антитромобцитный и т.д.) предложена технология импрегнации пористых покрытий жидкими биоактивными веществами.

Технология включает следующие этапы:

1) Подготовка поверхности изделия к напылению путем очистки и обезжиривания в установке ультразвуковой очистки, например «УЗУМИ-2», в

водном растворе ПАВ при температуре от 35 до 40 град С, частоте 18 кГц в течение 5-7 мин.

2) Воздушно-абразивная обработка, например, при помощи аппарата АСОЗ 1.2 МЕГА порошком электрокорунда дисперсностью 250-300 мкм в течение 10-15 мин для создания развитого микрорельефа поверхности.

3) Промывка изделий в установке ультразвуковой очистки, например «УЗУМИ-2», в этиловом спирте в течение 5-7 мин.

4) Плазменное напыление покрытий (полуавтоматическая установка УПН-28, плазмотрон типа ПП 25 или аналоги). Покрытие формируется путем послойного нанесения порошка титана и порошков кальцийфосфатов. Плазменное напыление проводится по следующим технологическим режимам: ток дуги – 300-400 А, дисперсность порошка титана – 100-150 мкм, дисперсность порошка кальцийфосфата 70-90 мкм, расход плазмообразующего газа (аргон) – 20-2 л/мин, дистанция напыления порошка титана 150-200 мм, дистанция напыления порошков кальцийфосфатов 50-100 мм.

5) Импрегнация покрытий биоактивными субстанциями (гентамицин, ванкомицин, повиаргол, бемит и т.д.) с воздействием УЗ-колебаний в ультразвуковой ванне, например ПСБ-ГАЛС, при частоте 18 кГц в течение 3-10 мин.

Предложенная технология позволяет импрегнировать пористые плазмонапыленные покрытия жидкими веществами в зависимости от необходимых эффектов.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ №18-38-00677 мол_а.

Литература

1. Модифицированные кальцийфосфаты и биокомпозитные плазменные покрытия на их основе: свойства, технологии, оборудование: монография / А.В. Лясникова, В.Н. Лясников, О.А. Дударева, И.П. Гришина, О.А. Маркелова.

Саратовский гос. техн. ун-т им. Гагарина Ю. А. - Саратов : СГТУ, 2017. - 615 с.

2. Проектирование технологий и оборудования для плазменного напыления порошковых покрытий: монография / В.М. Таран, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 528 с.

МЕТОДЫ СОЗДАНИЯ ИСКУССТВЕННЫХ ОРГАНОВ И ТКАНЕЙ

С.Р. Легкова, А.А. Воловикова

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.П. Гришина

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Создание искусственных органов и тканей – является большой перспективой биоинженерной технологии. Уже сегодня технологии выращивания новых органов широко используется в медицине, и позволяют осваивать новые методы изучения иммунной системы и различных заболеваний, а также снижают потребность в трансплантатах [1].

Для получения внеклеточного матрикса используют несколько принципиально разных подходов. Рассмотрим некоторые из них.

Базовая технология выращивания органов, или тканевой инженерии, заключается в использовании эмбриональных стволовых клеток для получения специализированных клеток той или иной ткани, например гепатоцитов – клеток паренхимы (внутренней среды) печени. Эти клетки затем помещаются внутрь структуры соединительной межклеточной ткани, состоящей преимущественно из белка коллагена. Таким образом, обеспечивается заполнение клетками всего объема выращиваемого органа [2-4].

Наиболее перспективная на данный момент технология получения внеклеточного каркаса сложных органов, например, сердца или почки – это децеллюляризация (очистка от клеток) соответствующего органа мертвого донора или подходящего по размеру животного (чаще всего свиньи). Для этого через сосуды органа медленно, в течение нескольких дней пропускают раствор моющего средства возрастающей концентрации. Когда все клетки удалены, матрикс промывают, и он готов к заселению клетками нового хозяина. Метод хорош и тем, что бесклеточный матрикс состоит из природного материала, который обеспечивает правильное прикрепление и пролиферацию клеток. Основной недостаток этой технологии заключается в том, что она разрушает микрососудистую сеть – капилляры, которые фактически состоят из одного слоя эндотелиальных клеток, удаляются при промывании [3-4].

Принципиально другой подход к созданию искусственных органов – печать их на 3D-принтере. Суть этого метода состоит в том, что создается полная трехмерная модель макро- и микроструктуры органа, после чего принтер, картриджи которого заполнены гидрогелем с различными типами клеток, печатает функционирующий орган с матриксом и сосудами. Главный недостаток этой технологии заключается в том, что от перепада давлений при выходе из сопла принтера гибнет очень большое количество клеток. На сегодняшний день лучше всего пока обстоят дела с тканями, потому что в них мало клеток и много соединительной ткани (хрящи, кости и т. п.). Однако мир не стоит на месте и принтеры постоянно совершенствуются, и есть надежда, что вскоре это препятствие удастся обойти [4].

Таким образом, ежегодно в области выращивания органов появляются новые результаты. По прогнозам учёных разработка и внедрение техники выращивания сложных органов – вопрос времени и велика вероятность, что уже в ближайшие десятилетия техника будет отработана на столько, что выращивание сложных органов будет широко использоваться в медицине,

вытеснив наиболее распространённый сейчас метод трансплантации от доноров.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ №18-38-00677 мол_а.

Литература

1. Трансплантология. Электронный ресурс. – [Режим доступа]. https://ru.wikipedia.org/wiki/Трансплантология.

2. Rotating Hinge Implants for Complex Primary and Revision Total Knee Arthroplasty / Kearns S.M., Culp B.M., Boh D.D., Sporer S.M., Della Valle C.J., Levine B.R. // J Arthroplasty. 2018; Vol. 33(3). P. 766-770.

3. Same day implant bridge for full-arch implant fixed rehabilitation / M. Zaninovich, C. Petrucci // Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2018. Vol.3. P.25-29.

4. Basic and Applied Aspects of Biotechnology / Gupta, V., Sengupta, M., Prakash, J., Tripathy, B.C., 2017. 405 p.

ПРИМЕНЕНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ СОЗДАНИИ МЕДИЦИНСКОЙ МЕБЕЛИ

А.А. Воловикова, С.Р. Легкова

Научный руководитель: ассистент О.А. Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

На сегодняшний день медицина не стоит на месте и вместе с современными технологиями и разработками находится в тандеме.

Медицинская мебель становится более технологичной, специализированной и функциональной.

К конструкции медицинской мебели предъявляются следующие требования: 1) функциональность; 2) прочность; 3) эргономичность; 4) безопасность; 5) стойкость к износу; 6) комфортабельность. Особо важными являются такие свойства, как компактность и модульность. СанПиН устанавливает следующие требования: современная медицинская мебель должна легко дезинфицироваться; быть устойчива к ультрафиолету; должна использоваться строго по прямому назначению. К лабораторной мебели требования несколько выше, чем к обычной: она должна быть устойчивой к химических реактивам, быть жаропрочной [3,4].

В производстве мебели для медицинских учреждений участвует новейшее сверхточное оборудование, а актуальные технологии обработки металла и пластика позволяют добиваться высоких прочностных характеристик. Остановимся на нескольких примерах использования современных технологий при изготовлении медицинской мебели.

Каркас – это костяк, основа, от которой зависит надёжность и безопасность всей конструкции. С появлением технологии анодирования стали широко применяться такие лёгкие материалы, как алюминий и тонколистовая сталь. Анодирование создаёт на алюминиевом профиле защитную плёнку, которая препятствует окислению и коррозии. Нанесённая пленка не отслаивается от профиля на протяжении всего периода эксплуатации и отличается износостойкостью. Лёгкая конструкция из анодированного алюминия делает медицинскую мебель более маневренной и мобильной [1]. Ещё один часто используемый материал – тонкостенный стальной профиль (углеродистая сталь). За счёт микролегирования, или добавления минимального количества титана (Ti), бора (B), циркония (Zr), редкоземельных элементов углеродистая сталь обретает благоприятные функциональные характеристики.

Улучшение свойств проявляется в повышенной прочности стали. Учитывая подверженность металла коррозии и изменениям под воздействием химических веществ, при изготовлении медицинской мебели применяются технологии окрашивания и нанесения полимерного покрытия и других защитных составов [2].

В качестве внутреннего наполнителя кресел, сидений, подголовников и спинок мебели всё чаще используется пенополиуретан (ППУ) – экологически чистый, безопасный для здоровья человека, материал. Пенополиуретан – это вспененная синтетическая масса, его получают в результате смешивания нескольких полимеров. Особая техника смешивания придаёт ему отличные физико-механические характеристики, превосходящие поролон. Материал отличается долговечностью и повышенной износостойкостью, не содержит аллергенов, не накапливает и не выделяет пыль [5].

Подводя итог, стоит заметить, что современная медицинская мебель становится разнообразнее, приобретает универсальность, удобство в обращении и безопасность. В своей конструкционной особенности она способствует обеспечению положительного результата взаимодействия пациентов и медперсонала в комфортных условиях, переводя медицинское обслуживание на качественно новый уровень.

Литература

1. Узлы и элементы медицинской техники/ Кореневский Н.А., Попечителев Е.П./ уч. пособие для студентов вузов/ Курск. гос. техн. ун-т. Курск, 2014, 426 с.

2. Кореневский, Н.А. Узлы и элементы биотехнических систем / уч. для студентов вузов, обучающихся по направлению «Биотехнические системы и технологии»/ Н.А. Кореневский, Е.П. Попечителев. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. – 448 с.

3. Великорецкий А.Н. Медицинская мебель / уч. пособие для студентов вузов/ Москва: Медицина, 2013 - с.528

4. Новые технологии в изготовлении медицинской мебели. Электронный ресурс. – [Режим доступа]. https://www.meb-expo.ru/ru/articles-about-mebel/novye-tekhnologii-v-mebeli/

5. Медицинская мебель. Электронный ресурс. – [Режим доступа]. https://mblx.ru/dlya-raboty/606-meditsinskaya-mebel.html

УСПЕХИ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ ГЕННОЙ ИНЖЕНЕРИИ

К.А. Маслова

Научный руководитель: ассистент О.А Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Генная инженерия – составная часть современной биотехнологии, теоретической основой ее является молекулярная биология, генетика. Суть новой технологии заключается в направленном, по заранее заданной программе конструировании молекулярных генетических систем вне организма с последующим внедрением созданных конструкций в живой организм. В результате достигается их включение и активность в данном организме и у его потомства. Возможности генной инженерии – генетическая трансформация, перенос чужеродных генов и других материальных носителей наследственности в клетки растений, животных и микроорганизмов, получение генно-инженерно-модифицированных (генетически модифицированных, трансгенных) организмов с новыми уникальными генетическими,

биохимическими и физиологическими свойствами и признаками, делают это направление стратегическим.

В традиционном, классическом, понимании биотехнология - это наука о методах и технологиях производства различных веществ и продуктов с использованием природных биологических объектов и процессов.

Биотехнология как наука является важнейшим разделом современной биологии, которая, как и физика, стала в конце XX в одном из ведущих приоритетов в мировой науке и экономике. Всплеск исследований по биотехнологии в мировой науке произошел в 80-х годах, но, несмотря на столь короткий срок своего существования, биотехнология привлекла пристальное внимание, как ученых, так и широкой общественности.

По прогнозам, уже в начале 21 века биотехнологические товары будут составлять четверть всей мировой продукции. Генная инженерия – основа биотехнологии. Генная инженерия – это область биотехнологий, включающая в себя действия по перестройке генотипов. Уже сегодня генная инженерия позволяет включать и выключать отдельные гены, контролируя, таким образом, деятельность организмов, а также – переносить генетические инструкции из одного организма в другой, в том числе – организмы другого вида. По мере того, как генетики всё больше узнают о работе генов и белков, всё более реальной становится возможность произвольным образом программировать генотип (прежде всего, человеческий), с лёгкостью достигая любых результатов: таких, как устойчивость к радиации, способность жить под водой, способность к регенерации повреждённых органов и даже бессмертие.

Таким образом, к началу 70-х годов были сформулированы основные принципы функционирования нуклеиновых кислот и белков в живом организме и созданы теоретические предпосылки генной инженерии [1-3].

Литература

1. Медицинская микробиология, вирусология и иммунология: в 2 т. Том 1. [Электронный ресурс] : учебник / Под ред. В.В. Зверева, М.Н. Бойченко. - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2016.

2. Наноматериаловедение [Электронный ресурс]: учеб. пособие / П.А. Витязь, Н.А. Свидунович, Д.В. Куис - Минск : Выш. шк., 2015.

3. Медицинская биология и общая генетика [Электронный ресурс]: учебник / Р.Г. Заяц, В.Э. Бутвиловский, В.В. Давыдов, И.В. Рачковская - Минск: Выш. шк., 2017.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СКАНИРУЮЩЕЙ ЗОНДОВОЙ МИКРОСКОПИИ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ БИОСОВМЕСТИМЫХ МАТЕРИАЛОВ И ПОКРЫТИЙ

С.В. Телегин, И.П. Гришина

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В современной биомедицине, как и в других отраслях промышленности широкое применения нашли наноматериалы. К ним относят объекты, один из линейных характерных размеров которых лежит в интервале от 1 до 100 нм. Интерес к данным материал обусловлен тем, что при уменьшении размера изучаемого объекта до масштабов менее 100 нм на смену классическим физическим законам взаимодействия между атомами и молекулами приходят квантовые размерные эффекты. Таким образом, используя нанотехнологический подход в решении некоторых медицинских проблем, можно качественным образом изменить медицинскую науку.

Наиболее лучшим инструментом в изучении наноматериалов и наночастиц является сканирующая зондовая микроскопия (СЗМ). Сканирующие зондовые микроскопы представляют собой семейство измерительных приборов, применяемых для изучения поверхности материалов на масштабах от единиц нано- до сотен микрометров [1].

Общей чертой всех СЗМ является способ получения информации о топологии поверхностного слоя и свойствах исследуемой поверхности.

Физика процесса заключается в том, что микроскопический зонд сближается с поверхностью до установления между зондом (иглой) и образцом баланса взаимодействий определенной природы, после чего осуществляется сканирование. В зависимости от природы взаимодействия и об определяемых свойствах поверхности принято разделять зондовые микроскопы на виды:

1. Атомно-силовой микроскоп (АСМ);
2. Сканирующий туннельный микроскоп (СТМ);
3. Магнитно-силовой микроскоп (МСМ);
4. Микроскоп ближнего оптического поля (БОП);
5. Поляризационный силовой микроскоп (ПСМ).

За последние 10-15 лет сканирующая зондовая микроскопия превратилась из экзотической методики, доступной лишь ограниченному числу исследовательских групп, в широко распространенный и успешно применяемый инструмент для исследования свойств поверхности. В настоящее время практически ни одно исследование в области материаловедения, биоинженерии, физики поверхности и тонкопленочных технологий не обходится без применения методов СЗМ. Развитие сканирующей зондовой микроскопии послужило также основой для развития новых методов в нанотехнологии – технологии создания структур с нанометровыми масштабами.

Исходя из выше изложенного целью работы является ознакомление с технологиями исследования образцов методом СЗМ, требования предъявляемыми к образцам, а также достоинства и недостатки методов.

В сканирующих зондовых микроскопах исследование микрорельефа поверхности и ее локальных свойств производится с помощью специальным образом приготовленных зондов в виде игл. Рабочая часть таких зондов (острие) имеет размеры порядка десяти нанометров. Характерное расстояние между зондом и поверхностью образцов в зондовых микроскопах по порядку величин составляет 0,1 – 10 нм [1].

При формировании и обработке изображений СЗМ зонд движется вдоль линии (строки) сначала в прямом, а потом в обратном направлении (строчная развертка), затем переходит на следующую строку (кадровая развертка) (рис. 1). Движение зонда осуществляется с помощью сканера небольшими шагами под действием пилообразных напряжений, формируемых цифро-аналоговыми преобразователями. Регистрация информации о рельефе поверхности производится, как правило, на прямом проходе.

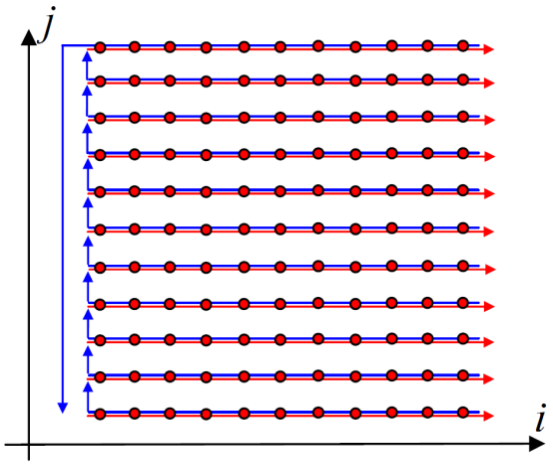


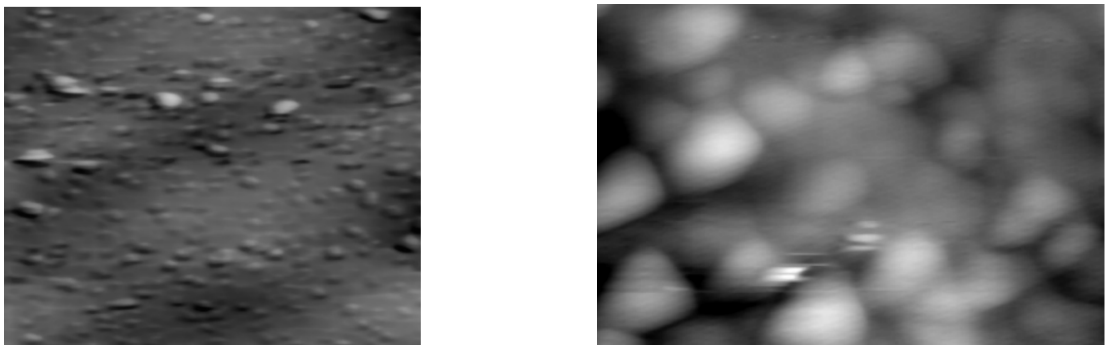
Рис. 1. Формирование и обработка изображений СЗМ: направление прямого хода сканера обозначено стрелками красного цвета; обратный ход сканера обозначен стрелками синего цвета. Регистрация информации производится в точках на прямом проходе

Информация, полученная с помощью сканирующего зондового микроскопа, хранится в виде СЗМ кадра - двумерного массива целых чисел ij a (матрицы). Физический смысл данных чисел определяется той величиной, которая оцифровывалась в процессе сканирования. Каждому значению пары индексов ij соответствует определенная точка поверхности в пределах поля сканирования. После этого программное обеспечение микроскопа исходя из полученных матриц выстраивает изображение СЗМ.

В основе работы зондовых микроскопов лежат различные типы взаимодействия зонда с поверхностью, следовательно, в зависимости от этого к образцам предъявляются различные требования. Так, например, для метода СТМ подходят лишь токопроводящие материалы и покрытия, которые имеют сопротивление меньше 1кОм. При таком сопротивление можно получить наибольшее разрешение изображения, вплоть до атомарного. Такие же свойствами должны обладать и образцы для электросиловой микроскопии. Магнитно-силовая микроскопия отображает пространственный рисунок магнитных сил на поверхности образца с помощью зонда МСМ, покрытого тонкой ферромагнитной пленкой. Следовательно, исследуемый материал должен обладать магнитными характеристиками [1].

Среди всех выше представленных методов СЗМ атомно-силовая микроскопия не накладывает своих специфических требований к исследуемому материалу и его свойствам, так как работа данного метода основа на Ван-дер-ваальсовских силах атомарного взаимодействия зонда с поверхностью образца.

В качестве примера использования СЗМ в медицинской промышленности можно привести исследование биосовместимого металлокерамического оксидного покрытия: оксид титан (TiO и TiO_2) сформированного при помощи импульсного лазерного ИК-излучения при воздействии на титан марки ВТ1-00 при использовании сканирующего мультимикроскопа СММ 2000 (рис. 2) [2].



а *б*

Рис. 2. АСМ изображения рельефа металлокерамических покрытий после лазерной обработки при мощности 40 Вт (*а*) и 10 Вт (*б*). Ширина кадра 572 нм

При анализе данных изображений видно, что в поверхностном слое содержатся частицы различного размера: присутствуют частицы с размером 120-150 нм, так и наночастицы размером 20-50 нм. Причем частиц с нанометровыми размерами значительно больше, чем микрометровых частиц, что говорит о наноструктурировании оксидным металлокерамических покрытий.

С помощью мультимикроскопа СММ 2000 было проведено исследование основных параметров шероховатости на нанометровом уровне путем получения профилограмм.

Анализ профилограмм показал, что шероховатость поверхности зависит от энергетических режимов формирования покрытий и как следствие изменяя параметры технологического процесса лазерной обработки поверхности существует возможность получать покрытия с заданными параметрами шероховатости [3-5].

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ №18-38-00677 мол_а (в части изучения микрорельефа металлокерамических покрытий), а также при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5291.2018.4.

Литература

1. Миронов В. Л. Основы сканирующей зондовой микроскопии: учеб. пособие для студентов старших курсов вузов. – Н. Новгород: ИФМ РАН, 2004. – 114 с.

2. Телегин С.В. Технология модификации поверхности внутрикостных имплантатов посредством комбинирования лазерной обработки и электроплазменного напыления / Лясникова А.В., Гришина И.П., Маркелова О.А., Телегин С.В., Дударева О.А. // Наноэлектроника, нанофотоника и нелинейная физика: сб.тр. H25 XIII Всерос. конф. молодых ученых. – Саратов : Техно-Декор, 2018. – 403 с.

3. Гидрофильные характеристики поверхностных слоев плазменных покрытий, сформированных на модифицированной лазерным излучением титановой основе / Гришина И.П., Телегин С.В., Маркелова О.А., Дударева О.А., Лясникова А.В. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы Сборник материалов VII Международной научной конференции для молодых ученых. 2018. С. 210-212.

4. Комбинированная плазменно-лазерная технология создания биокомпозитных наноструктурированных 3D покрытий на основе замещенных кальцийфосфатов / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Телегин С.В., Гришина И.П. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии сборник материалов VII Всероссийской научной конференции для молодых ученых. Саратовский государственный технический университет. 2018. С. 255-257.

5. Улучшение функциональных характеристик эндопротезов путем формирования металлокерамических слоев на основе модифицированных кальцийфосфатов посредством лазерного излучения и плазменного напыления / Лясникова А.В., Лясников В.Н., Телегин С.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П. // Молодежь и XXI век - 2018 Материалы VIII Международной

молодежной научной конференции: в 5 т. / отв. ред. А.А. Горохов. 2018. С. 163-166.

СОВРЕМЕННЫЕ МАТЕРИАЛЫ В МЕДИЦИНЕ

М.В. Загибашев

Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно, что одним из важных условий для применения любого металлического имплантата является его приживляемость внутри организма. Появление сплавов с эффектом памяти формы привело к созданию так называемых «щадящих» имплантатов. Они обладают способностью создавать постоянное по величине физическое напряжение и поддерживать его в течение длительного времени. Разрабатываемые сплавы с памятью формы, что позволяют создавать имплантаты с принципиально новыми функциональными свойствами, которые не разрушаются при многократном механическом воздействии, проявляют эластичные свойства. Эти материалы применяют в различных областях медицины, таких как сосудистая хирургия, урология, стоматология, общая хирургия [1].

Керамика - это изделия из неорганических, неметаллических материалов (например, глины) и их смесей с минеральными добавками, изготовляемые под воздействием высокой температуры с последующим охлаждением.

В настоящее время развиваются новые направления использования перспективных керамических материалов, в том числе высокотемпературные сверхпроводники, композиционные керамические материалы специальные

пористые материалы, а также биокерамические материалы для использования в медицине.

Керамические материалы в медицине применяются все ещё не достаточно широко, хотя известны их преимущества по сравнению с металлами и пластмассами: биосовместимость и химическая инертность. Проблема состоит в том, что этот более стойкий к воздействию среды и практически не стареющий материал более хрупок и чувствителен к ударно-вибрационным нагрузкам, чем пластические массы и металлы. Однако по сравнению с металлами керамика имеет малую прочность при растяжении, повышенную хрупкость и чувствительность к механическим и термическим ударным нагрузкам. Поэтому в настоящее время все большее применение находят комбинации металла и керамики, композиционные полимерно-керамические материалы, а также новые керамические материалы, позволяющие существенно расширить область применения керамики в медицине [2].

Также в медицине для производства одноразовых принадлежностей все чаще применяют Спанбонд, а также композит СМС.

Спанбонд, благодаря собственным свойствам, очень активно используется в медицине при изготовлении различных гигиенических изделий. Спанбонду характерна высокая прочность, мягкость, гипоаллергенность, отсутствие токсичности и возможность стерилизации. Материал состоит из полипропилена и является устойчивым к воздействию окружающей среды и довольно легко обрабатывается при изготовлении.

СМС является композитным материалом, который состоит из полипропилена, и обладает слоистой структурой: спанбонд/мелтблаун/спанбонд. Подобная многослойная структура и специальные пропитки позволили технологам создать материал, который обладает уникальным свойством: впитывание жидкости и препятствование ее выходу [3-5].

Литература

1. В.Н. Канюков, А.Д. Стрекаловская, В.И. Килькинов, Н.В. Базарова М 34 Материалы для современной медицины: Учебное пособие.– Оренбург: ГОУ ОГУ, 2004. – 113с.

2. Сафронова Т.В., Шехирев М.А., Путляев В.И., Третьяков Ю.Д., Корундовая керамика // Неорганические материалы. 2007. № 8.

3. Миронов Л., Современные материалы в медицине // Новый взгляд, 2015.

4. Mir J.M. Smart Materials of Medicinal and Industrial Relevance. Avid Science. 2018. 452 p.

5. DeFrates K.G., Moore R., Borgesi J., Lin G., Mulderig T., Beachley V., Hu X. / Protein-Based Fiber Materials in Medicine: A Review // Nanomaterials (Basel). 2018. Vol. 22;8(7).

ЗАЩИТА ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА ОТ ДИОКСИДА УГЛЕРОДА

М.В. Большакова, И.Н. Мельников

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Диоксид углерода (CO_2) в нормальных условиях находится в газообразном состоянии. Это бесцветный газ, который не имеет запаха [1].

Диоксид углерода не имеет токсического действия, но при повышенных концентрациях в воздухе (7-10%) вызывает удушье.

Для адсорбции диоксида углерода подходят такие химические соединения как: Li_2O, Na_2O и Al_2O_3, MgO, Li_2ZrO_3. Все эти сорбционные вещества требуют достаточно высоких температур, для правильного протекания химических реакций. Это находит применение в промышленной очистке газов от диоксида углерода.

В качестве новых химических сорбентов CO_2 в промышленности, применяется моноэтаноламин (МЭА), диэтаноламин (ДЭА), а также метилдиэтаноламин (МДЭА).

Все эти методы нашли широкое применение в промышленной очистке воздуха от CO_2. В целях защиты организма человека от вредного воздействия CO_2, предлагается рассмотреть предложенный вариант защитной маски, имеющей сорбционно-каталитические свойства по нейтрализации двуокиси углерода [2,3].

Конструкция фильтрующей части защитной маски представляет собой: внешний каркасный слой из хлорированного полиэтилена, соединенный с двумя мембранами из нетканого волокнистого материала, на внутреннюю поверхность которых, нанесен сорбционно-фильтровальный материал. Дисперсия, состоящая из порошкового сорбционного вещества Li_2ZrO_3, активированного угля, на органической клеящей основе, наносилась на внутреннюю поверхность нетканой волокнистой мембраны методом аэродинамического распыления. Все слои соединялись иглопробивным методом.

Вывод: Рассмотрены основные методы очистки воздуха от CO_2 и предложена максимально простая технология получения защитной маски по детоксикации диоксида углерода.

Литература

1. Методы исследования в криминалистическом материаловедении / М.Ю. Захарченко, И.Н. Мельников, Д.В. Кайргалиев // Под ред. С.Я. Пичхидзе. Саратов, 2015. 195 с.

2. Бодягина К.С., Кайргалиев Д.В., Мельников И.Н., Пичхидзе С.Я. К вопросу о детоксикации паров ртути //Прогрессивные технологии и процессы: сб. науч. ст. 2-й Междунар. молодежной науч.-практ. конф.: в 3-х томах. Курск, 2015. С. 151-154.

3. Мельников И.Н., Лобачева Г.К., Кайргалиев Д.В., Пичхидзе С.Я. Защитная маска от отравления парами ртути //Перспективное развитие науки, техники и технологий: сб. науч. ст. IV Междунар. науч.-практ. конф. Курск, 2014. С. 223-225.

НАСАДКА НА РЕСПИРАТОР НА ОСНОВЕ PLA-ПЛАСТИКА

М.В. Большакова, И.Н. Мельников

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Создание насадки может осуществляться методом штамповки с использованием прессов, позволяющих деформировать материалы с помощью механического воздействия. Однако данный метод применим для массовых изготовлений изделий в промышленных объемах. Для опытных образцов насадок нами предлагается использовать 3 D печать с использованием композитных материалов. Самым популярным расходным материалом является ABS пластик. Особая структура этого вида «расходника» позволяет

выдерживать сильное механическое воздействие. Он отлично подходит для сварки или точного литья.

Еще один вид материала для 3 D принтера это нейлон. Нейлон похож на популярный расходный материал – ABS пластик, однако обладает лучшей сопротивляемостью высокой температуре печати и способен впитывать влагу. Недостатком нейлона является более высокий срок застывания и необходимость откачки воздуха из экструдера.

Другой вид композитного материала - это PLA пластик или полилактид, является экологически чистым и подходящим расходным материалом для трёхмерной печати. Наш выбор остановился на полилактиде (PLA-пластик). Натуральное природное сырье в составе PLA-пластика позволяет без угрозы для здоровья человека применять его для различных целей.

Выводы: разработана биоразлагаемая композитная насадка для простейших средств индивидуальной защиты органов дыхания и технология ее получения.

Литература

1. Мельников И.Н., Захарченко М.Ю., Пичхидзе С.Я. Новые средства защиты органов дыхания человека от паров ртути. В сборнике: Научная дискуссия: вопросы юриспруденции Сборник статей Международной научно-практической конференции. 2016. - С. 106-108.

2. Мельников И.Н., Осипова Е.О., Пичхидзе С.Я. Фильтрующе-сорбирующий материал по детоксикации угарного газа. Воронеж: ВГУ. 2015. – 4 с.

3. Осипова Е.О., Мельников И.Н., Пичхидзе С.Я. Разработка фильтрующего сорбирующего материала по детоксикации угарного газа. Балаково: БИТИ, 2015. – 3с.

4. Методы исследования в криминалистическом материаловедении / М.Ю. Захарченко, И.Н. Мельников, Д.В. Кайргалиев // Под ред. С.Я. Пичхидзе. Саратов, 2015. 195 с.

5. Бодягина К.С., Кайргалиев Д.В., Мельников И.Н., Пичхидзе С.Я. К вопросу о детоксикации паров ртути //Прогрессивные технологии и процессы: сб. науч. ст. 2-й Междунар. молодежной НПК: в 3-х томах. Курск, 2015. С. 151-154.

6. Осипова Е.О., Мельников И.Н., Пичхидзе С.Я. Насадка на РПГ-67 для защиты от СО. Самара: LJournal, 2016. – 3 с.

ПРОСТЕЙШИЕ СРЕДСТВА ЗАЩИТЫ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ И СПОСОБЫ ИХ ДОСТАВКИ

Ю.А. Вишнякова, И.Н. Мельников

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Актуальность работы обусловлена тем, что имеющиеся средства защиты органов дыхания человека от угарного газа имеют громоздкий вид и обладают низкой эффективностью по защите человека.

Цель работы: разработать простейшие технические средства защиты органов дыхания от угарного газа и способов их доставки с помощью беспилотных летательных аппаратов.

Целевая установка достигается путем решения следующих задач: а) Разработка защитной маски из углеволокна с содержанием химически

активных реагентов; б) Выбор и обоснование способов доставки средств защиты от угарного газа пострадавшим при пожаре.

При выборе средств индивидуальной защиты органов дыхания должны учитываться следующие 5 основных групп критериев: 1) Качественный состав, агрегатное состояние и количественное содержание вредных веществ в воздухе рабочей зоны. 2) Специфика выполняемых рабочим производственных операций (категория тяжести работ). 3) Показатели микроклимата рабочей зоны. 4) Назначение и принцип действия СИЗОД. 5) Конструктивные особенности СИЗОД [1-4].

Для реализации целевой установки по нейтрализации монооксида углерода нами использовались окислители, переводящие монооксид в диоксид углерода. Положительные результаты были получены при использовании в качестве таких реагентов оксида железа и перманганата калия (рис. 1).

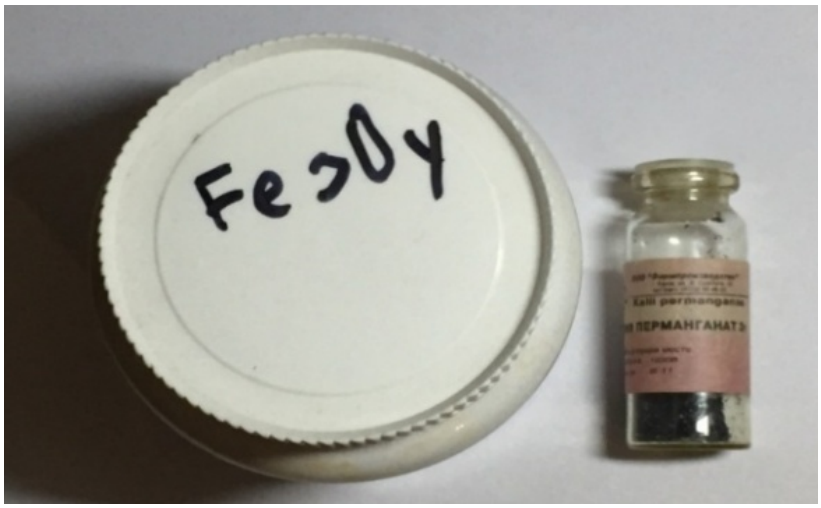


Рис. 1 Катализаторы (нейтрализаторы)

Переведенный, таким образом, монооксид углерода в диоксид углерода менее опасен и содержится в атмосфере в сравнительно больших количествах.

Доставку простейших средств защиты пострадавшим, на наш взгляд, целесообразно осуществлять с помощью беспилотных летательных аппаратов.

Нами разработано радиоуправляемое устройство для сброса грузов, которое крепится к раме летательного аппарата снизу. При подаче сигнала с пульта оператора осуществляется сброс средств защиты органов дыхания от угарного газа пострадавшим.

Таким образом, разработаны простейшие средства защиты органов дыхания человека от монооксида углерода (угарного газа) и средства их доставки на основе беспилотных летательных аппаратов.

Литература

1. Методы исследования в криминалистическом материаловедении / М.Ю. Захарченко, И.Н. Мельников, Д.В. Кайргалиев // Под ред. С.Я. Пичхидзе. Саратов, 2015. - 195 с.

2. Бодягина К.С., Кайргалиев Д.В., Мельников И.Н., Пичхидзе С.Я. К вопросу о детоксикации паров ртути //Прогрессивные технологии и процессы: сб. науч. ст. 2-й Междунар. молодежной науч.-практ. конф.: в 3-х томах. Курск, 2015. - С. 151-154.

3. Мельников И.Н., Лобачева Г.К., Кайргалиев Д.В., Пичхидзе С.Я. Защитная маска от отравления парами ртути //Перспективное развитие науки, техники и технологий: сб. науч. ст. IV Междунар. науч.-практ. конф. Курск, 2014. - С. 223-225.

4. Лобачева Г.К., Мельников И.Н., Пичхидзе С.Я., Захарченко М.Ю., Фирстов В.В. Инновации в защите человека от монооксида углерода. В сборнике: Проблемные аспекты правоохранительной деятельности и пути их решения. Сборник тезисов и статей. 2018. С. 193-196.

ФИЛЬТРУЮЩИЕ МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ЗАЩИТЫ ОТ ПАРОВ РТУТИ

И.Н. Мельников

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Настоящее исследование направлено на решение важной научной задачи обеспечения экологической безопасности человека при обращении с ртутью и её соединениями, а также с ртутьсодержащими отходами, внедрение в производственно- хозяйственную деятельность ряда предприятий страны защитных масок от отравления сотрудника парами ртути [1-5].

Известно, что ртуть и ее пары обладают способностью растворять в себе многие металлы, образуя с ними частью жидкие, частью твердые сплавы, называемыми амальгамами. При этом получаются химические соединения ртути с металлами. На этом основании был модифицирован фильтрующий материал обычной защитной маски частицами меди. Размер частиц меди составлял 50-100 мкм, которые получали путем абразивной обработки брусков меди с последующим просеиванием через молекулярные сита на пористую тканевую поверхность, предварительно обработанную акриловым лаком или водостойким клеем.

Апробацию масок проводили в учебном тире [5], где использовались штатные патроны к ПМ Макарова, содержащие инициирующее взрывчатое вещество фульминат ртути $Hg(ONC)_2$, ртутную соль фульминовой (гремучей) кислоты.

Выводы: модификация защитной маски частицами меди выполняет свою функцию по адсорбции паров ртути и практически полностью защищает пользователя маски от отравления.

Литература

1. Актуальные вопросы экспертизы веществ, материалов, изделий и перспективы её развития /И. Н. Мельников [и др.] //Комплексные проблемы техносферной безопасности: материалы Междунар. науч.-практ. конф. Ч. III. Воронеж, 2014. С. 51–55.

2. Бодягина К.С. К вопросу о детоксикации паров ртути / К.С. Бодягина, Д.В. Кайргалиев, И.Н. Мельников, С.Я. Пичхидзе // Прогрессивные технологии и процессы: сб. науч. ст. 2-й Междунар. молодежной науч.-практ. конф.: в 3 т. Курск, 2015. С. 151-154.

3. Захарченко М.Ю. Методы исследования в криминалистическом материаловедении: учеб.-метод. пособие / М.Ю. Захарченко, И.Н. Мельников, Д.В. Кайргалиев; под ред. С.Я. Пичхидзе. Саратов: КУБиК, 2015. 193 с.

4. Мельников И.Н. Защитная маска от отравления парами ртути / И.Н. Мельников, Г.К. Лобачева, Д.В. Кайргалиев, Э.А. Попова, О.А. Попова, А.И. Кастерина, А.А. Симоганова // Современные биоинженерные и ядерно-физические технологии в медицине: сб. материалов Всерос. молодежной науч. конф. М., 2014. С. 112-117.

5. Мельников И.Н. Защитная маска от отравления парами ртути / И.Н. Мельников, Г.К. Лобачева, Д.В. Кайргалиев, С.Я. Пичхидзе // Перспективное развитие науки, техники и технологий: сб. науч. ст. IV Междунар. науч.-практ. конф. Курск, 2014. С. 223-225.

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ И УСЛОВИЯ ПОЛУЧЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ МАТЕРИАЛОВ И ПОКРЫТИЙ НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ

И.П. Гришина, О.А. Маркелова, С.В. Телегин

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

К наиболее перспективным и актуальным направлениям развития современной тканевой инженерии специалисты относят разработку и создание биокомпозиционных материалов и покрытий, максимально приближенных по структуре и свойствам к биотканям [1-6]. Также большую роль в создании высокоэффективных имплантируемых конструкций на их основе сыграло активное внедрение наноматериалов и покрытий, позволяющих существенно повысить результативность применения имплантатов в реконструктивной медицине, в том числе в челюстно-лицевой хирургии и травматологии [5, 7-12]. Костную ткань можно рассматривать как своего рода биокомпозиционный материал, в котором сочетаются природный гидроксиапатит и коллаген. Размеры кристаллов гидроксиапатита колеблются в пределах 4-50 нм [13-15]. Гидроксиапатит помимо обеспечения метаболизма костной ткани, придает ей прочность и устойчивость к функциональным нагрузкам. Известно, что для достижения оптимальной биологической совместимости имплантируемая конструкция по своим физико-химическим и структурно-морфологическим характеристикам должна приближаться к замещаемым ею структурам [1-6].

Наиболее оптимальным способом выхода из сложившейся ситуации представляется нанесение на поверхность металлических имплантационных конструкций различными методами (в том числе электроплазменным

напылением) с применением дополнительных электрофизических воздействий покрытий с заданными структурно-морфологическими и физико-химическими параметрами и возможностью выполнения роли резервуара для активных субстанций.

Кроме того, проведены исследования по влиянию лазерного излучения на механические свойства многоэлементных покрытий [16]. Установлено, что эффект лазерного воздействия на наноструктурные покрытия может быть довольно разнообразен с точки зрения управления механическими характеристиками.

Формирование покрытий целесообразно с использованием полуавтоматической установки плазменного напыления с плазмотроном ПП25 или аналогом. Важным является производить контроль параметров сформированного покрытия. Для определения структурно-морфологических параметров возникает необходимость использования микроскопического анализа, определения адгезионной прочности, шероховатости и твердости покрытия. Также важным параметром является гидрофильность покрытий, которую можно определить по методу лежащей капли.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ №18-38-00677 мол_а.

Литература

1. Биосовместимые материалы: учеб. пособие. / под ред. В. И. Севастьянова, М. П. Кирпичникова. – М: МИА, 2011 – 560 с.

2. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. Серия «Мир биологии и медицины». – М.: Техносфера, 2007. – 304 с.

3. Atala A., Lanza R., Thompson J., Nerem R. Principles of regenerative medicine. – Academic Press is an imprint of Elsevier, 1st ed., 2008. – 1473 p.

4. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология / В.Л. Параскевич. 2-е изд. - М.: Медицинское информационное агентство, 2006. - 399 с.

5. Лясникова А.В. Биосовместимые материалы и покрытия нового поколения: особенности получения, наноструктурирование, исследование свойств, перспективы клинического применения / А.В. Лясникова, Т.Г. Дмитриенко. - Саратов: Научная книга, 2011. - 220 с.

6. Лясников В.Н. Материалы и покрытия в медицинской практике / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, Т.Г. Дмитриенко. – Саратов: Научная книга, 2011. - 300 с.

7. Лясникова А.В., Дударева О.А. Технология создания многофункциональных композиционных покрытий / А.В. Лясникова, О.А. Дударева. - М.: Спецкнига, 2012. - 301 с.

8. Гороховский А.В. Развитие нанотехнологий как науки и как индустрии в нашей стране и за рубежом / Гороховский А.В., Лясникова А.В. // Novus Trend, № 01 (04), 2011г. - С. 22-25.

9. Путляев В.И. Современные биокерамические материалы / В.И. Путляев // Сорос. образов. журн. – 2004. – Т.8, № 1. – С. 44 – 50.

10. Carmen Steluta Ciobanu1, Florian Massuyeau, Liliana Violeta Constantin and Daniela Predoi1 Structural and physical properties of antibacterial Ag-doped nano-hydroxyapatite synthesized at 100°C / Nanoscale Research Letters, № 6, 2011 – p. 613

11. Буланов Е.Н. Получение и исследование наноструктурированных биосовместимых материалов на основе гидроксиапатита / Е.Н. Буланов. - Электронное учебно-методическое пособие. – Нижний Новгород: Нижегородский госуниверситет, 2012. – 103 с.

12. В.И. Калита Плазменные покрытия с нанокристаллической и аморфной структурой: монография / Калита В.И., Комлев Д.И. – М.: «Лидер М», 2008. – 388с.

13. Agata Dudek and Renata Wlodarczyk (2012). Composites Hydroxyapatite with Addition of Zirconium Phase, Ceramic Materials - Progress in Modern Ceramics, Prof. Feng Shi (Ed.), InTech, available from: http://www.intechopen.com

14. Hench L.L. Bioceramics: From concept to clinic. Journal of American Ceramic Society, Vol.74, №7, 1991, pp. 1487–1510

15. Мушеев И.У. Практическая дентальная имплантология / И.У. Мушеев, В.Н. Олесова, О.З. Фрамович. – М.: Парадиз, 2000. – 266 с.

16. Влияние лазерного излучения на механические свойства многоэлементных покрытий / Ю.А. Кузнецова, В.Ч. Лауринас, С.А. Гунченко, В.М. Юров // Фундаментальные исследования. – 2015. – №.2-9. – С. 1854-1856.

РАЗРАБОТКА МЕТОДОЛОГИИ ИНДИВИДУАЛЬНОГО ПОДБОРА КОНСТРУКЦИИ ИЗДЕЛИЙ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

И.П. Гришина, О.А. Маркелова

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.П. Гришина

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Согласно исследованиям [1] подавляющее большинство ортопедов (99,8%) связывают будущее своей специальности с разработкой и использованием методик ядерно-магнитного резонанса, компьютерной томографии, а также считают, что необходимо интенсифицировать применение новейших оптико-физических, механических, физиологических, рентгенологических и прочих методов диагностики патологии. Современная медицина неуклонно движется к персонификации, которая предполагает не

только персонализированный подбор лекарственных средств, но и индивидуальный подбор эффективных имплантируемых устройств.

В ортопедической стоматологии давно применяются различные CAD/CAM технологии для изготовления зубных протезов. В хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии CAD/CAM технологии применяют для изготовления хирургических шаблонов для установки имплантатов, позиционеров для костной пластики, хирургических сплинтов для ортогнатической хирургии.

Биокомпозиционные материалы и покрытия, также разрабатываемые в рамках проекта, смогут с успехом использоваться в современных технологиях быстрого прототипирования за счет своей технологичности и гарантированно высокого остеоинтеграционного потенциала.

Метод 3D-моделирования и прототипирования позволяет создавать максимально приближенный к требуемым параметрам и структурно-морфологическим характеристикам объект, т.е. индивидуальное медицинское изделие, в т.ч. спейсеры коленных суставов и эндопротезов различного назначения. Аддитивные технологии предполагают формирование изделий путем последовательного наращивания материала, а не путем удаления лишнего материала, как в традиционных методах изготовления имплантатов.

Методология индивидуального подбора конструкции и структуры изделий медицинского назначения заключается в следующем:

1. Для создания модели имплантируемого объекта, применяют метод компьютерной томографии. По полученным данным выполняется построение виртуальной 3D-модели объекта. На следующем этапе происходит быстрое прототипирование объекта в масштабе 1:1 из специального композиционного материала. При этом очень важным является возможность достигнуть высокой детализации объектов.

2. На полученный объект (эндопротезы различного назначения, спейсеры суставов) наносят металлические покрытия с помощью технологии плазменного напыления для получения слоистого пористого наноструктурированного покрытия, обладающего заданными характеристиками. За счет представленной методики и применения нескольких технологий удастся максимально воссоздавать объекты по размерам, форме и структуре.

3. Дополнительный эффект будет достигаться путем импрегнирования пористой структуры сформированной пространственной конструкции активными субстанциями не только синтетического происхождения, но и биологического, которые будут доставляться в необходимые элементы в течение заданного периода времени.

Разработанная методология позволит осуществить индивидуальный подбор конструкции и структуры эндопротезов или спейсеров для конкретного пациента с учетом конкретной клинической ситуации за счет использования 3D-моделей изготавливаемых объектов и наличия специального слоистого покрытия на поверхностях изделий [2-4].

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4

Литература

1. Чигринец О.В., Виноградов Д.Л. Челюстно-лицевая хирургия: перспективы развития. ГлавВрач 2011; 1: 11–13.

2. Применение аддитивных технологий и cad/cam производства при изготовлении внутрикостных имплантатов / Андриянова Н.В., Маркелова О.А. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы Сборник материалов VII Международной научной конференции для молодых ученых. 2018. С. 191-195.

3. Методология индивидуального подбора конструкции и структуры изделий медицинского назначения с использованием 3D-моделей изготавливаемых объектов / Маркелова О.А. Науч.рук. Гришина И.П. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы Сборник материалов VII Международной научной конференции для молодых ученых. 2018. С. 69-71.

4. Comparative analysis of plasma bioceramic coatings based on zinc-substituted hydroxyapatite and tricalcium phosphate / Lyasnikova A.V., Dudareva O.A., Lyasnikov V.N., Markelova O.A., Grishina I.P. // Glass and Ceramics. 2018. Т. 75. № 3-4. С. 163-167.

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВНУТРИКОСТНЫХ ЭНДОПРОТЕЗОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ CAD/CAM ПРОИЗВОДСТВА

И.П. Гришина

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно, что определенное значение плотности ткани или органа человека соответствует различным цветам на томограмме. Следовательно, выбрав интервал плотности, можно выделить требуемую ткань или орган человека. На этом принципе основана возможность построения моделей органов и тканей с использованием CAD-системы автоматизированного проектирования.

Если использовать CAD-систему автоматизированного проектирования типа SolidWorks, то изображения поперечных срезов поочередно загружаются в

программу, и оператор вручную обводит нужные контуры и создает плоские эскизы.

Последующее использование программы Mimics позволяет преобразовать файлы срезов и обработать их в полуавтоматическом режиме. Программа позволяет выделять нужные области на изображениях томограмм в соответствии с их цветом. Полученная совокупность эскизов используется для создания трехмерной модели исследуемого объекта.

Полученные компьютерные модели кости можно загружать в системы конечно-элементного анализа и проводить численные эксперименты. Таким образом, построение индивидуализированной модели позволяет не только проанализировать ее геометрические особенности, но и исследовать напряженно-деформированное состояние созданной системы и дать прогноз поведения составляющих ее структур при воздействии нагрузок.

Для изготовления имплантатов с использованием возможностей CAD/CAM производства важным является правильно выбрать исходные материалы.

К материалам и покрытиям для имплантатов применяют следующие требования: Высокая адгезионная прочность - 10-15 МПа. Разноразмерность элементов структуры покрытия - не более 25%. Пористость покрытия - 30-40%.

С точки зрения данных параметров оптимальным материалам для изготовления внутрикостных имплантатов является титан марки ВТ1-00 или ВТ-6, обладающий высокими механическими характеристиками, наряду с хорошей обрабатываемостью. Для обеспечения лучшей остеоинтеграции покрытий на их поверхность целесообразно наносить пористы покрытия на основе порошков гидроксиапатита и трикальцийфосфата [1-4].

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4.

Литература

1. Плазменные биокомпозитные покрытия на основе медьзамещенных кальцийфосфатов / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П., Лясников В.Н. // Прикладная физика. 2018. № 2. С. 75-79.

2. Сравнительный анализ плазменных биокерамических покрытий на основе цинкзамещенных гидроксиапатита и трикальцийфосфата / Лясникова А.В., Дударева О.А., Лясников В.Н., Маркелова О.А., Гришина И.П. // Стекло и керамика. 2018. № 4. С. 42-46.

3. A Study Of Plasma-Sprayed Nanocomposite Coatings Based On Magnesium-Substituted Tricalcium Phosphate/ Lyasnikova A.V., Grishina I.P., Dudareva O.A., Markelova O.A., Lyasnikov V.N. // Protection of Metals and Physical Chemistry of Surfaces. 2018. Т. 54. № 3. С. 389-392.

Исследование свойств биокомпозитных плазменных покрытий «титан-магнийзамещенные кальцийфосфаты» / Лясникова А.В., Дударева О.А., Гришина И.П., Маркелова О.А., Лясников В.Н. // Письма о материалах. 2018. Т. 8. № 2 (30). С. 202-207

АНАЛИЗ ФИЗИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА

М.В. Загибашев

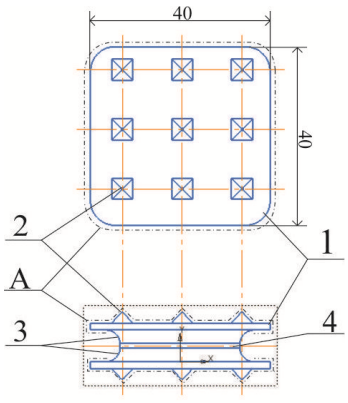
Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Преждевременный износ (дегенерация) межпозвоночных дисков – патология, в большинстве случаев диагностируемая при остеохондрозе и его

осложнениях. Заболевание считается неизлечимым, так как полностью восстановить поврежденную хрящевую ткань у взрослого человека невозможно. Лечение направлено преимущественно на купирование болезненных симптомов, повышение подвижности в пораженном сегменте позвоночника и профилактику дальнейшегоразрушения межпозвонкового диска. Для этих целей применяются как медикаментозные, так и физиотерапевтические методы (например, электрофорез с новокаином). В ряде случаев может потребоваться удаление стертого диска (дискэктомия), и замена на эндопротез но хирургическое вмешательство при подобной патологии проводится при наличии строгих медицинских показаний.

Гидроксиапатит (*ГА*) является одним из основных материалов, применяемых для компенсации костных дефектов. Он обладает только ему присущим преимуществом перед другими остеоинтеграционными аналогами. Химически модифицированный *Ag-ГА* обладает антибактериальными свойствами, внедрение в кристаллическую решетку *ГА* ионов серебра позволяет обеспечить приживаемость имплантата в 95% случаев, что улучшит его медико-биологические свойства металлической части межпозвоночного диска и позволит облегчить требования медицинских показаний пациента [1].



Наименование	Позиция	Количество
Крышка	1	2
Зуб	2	18
Фиброзное кольцо	3	2
Опорное кольцо	4	1
Ag-ГА	A	0,5 г/м^2

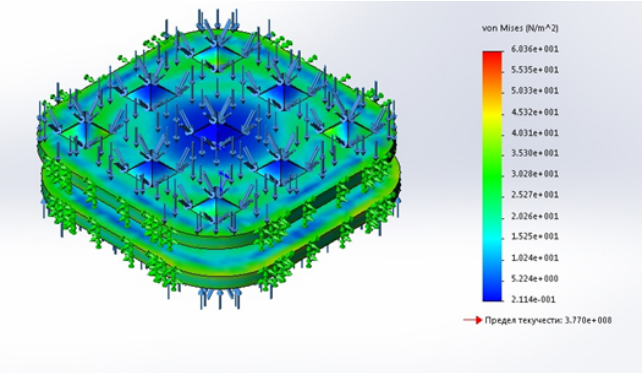
Рис. 1. Конструкция межпозвочного диска с напылением *Ag-ГА*

Обычные межпозвоночные эндопротезы состоят, главным образом, полностью из металла или сплава. В основном из цельного титана, хирургической нержавеющей стали, платины и прочих материалов пользующихся большой популярностью в медицине. Замена обычных материалов на сплав Ti3Au позволит увеличить срок службы эндопротеза, который составит 15-20 лет, что говорит о гораздо лучшей приживляемости эндопротеза в организм человека.

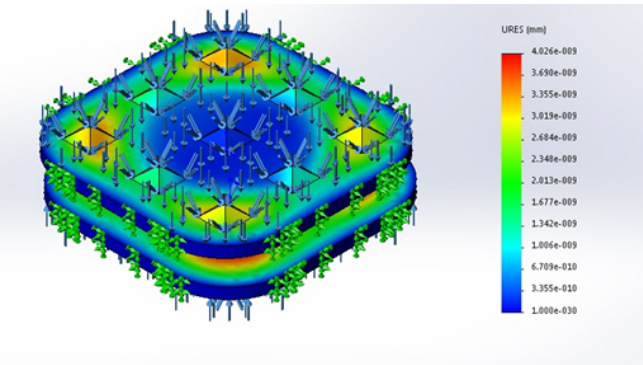
К примеру сравним статические характеристики межпозвоночного диска из технически чистого титана ВТ1-0 и сплава Ti3Au:

ВТ1-0

Напряжение Von Mises



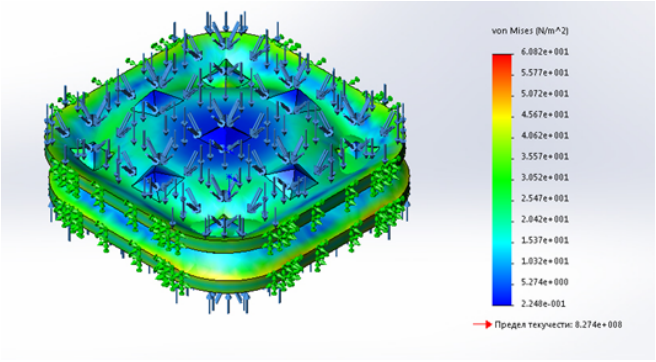
URES: Результирующее перемещение



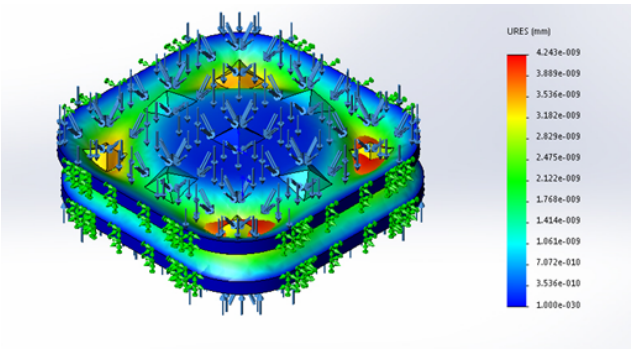
ESTRN: Эквивалентная деформация

Ti3Au

Напряжение Von Mises



URES: Результирующее перемещение



ESTRN: Эквивалентная деформация

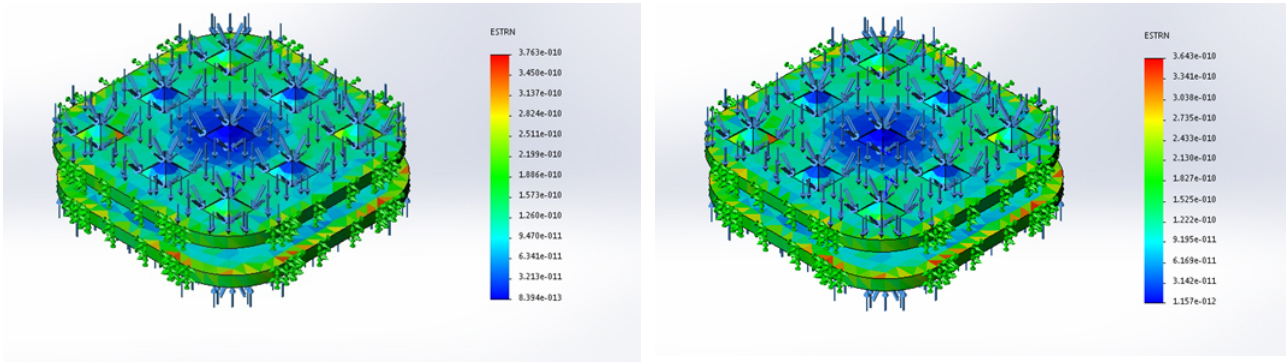


Рис. 2. Анализ физических характеристик ВТ1-0 и Ti3Au

Выводы: исходя из проведенного исследования были получены результаты, показывающие, что напряжения по «Von Mises», результирующие перемещения, и деформация титана ВТ1-0 и сплава Ti3Au примерно равны. Это не играет существенной роли, т.к. различия настолько незначительны, что ими можно принебречь. Из этого можно сделать вывод, что физические характеристики эндопротеза не изменятся, но «%» приживляемости эндопротеза с помощью замены титана ВТ1-0 на сплав Ti3Au и напыление на последний Ag-ГА значительно повышает шансы пациента на здоровую и продолжительную жизнедеятельность [2].

Литература

1. Загибашев М.В., Маслова К.А., Бирюкова К.С., Пичхидзе С.Я. / Увеличение срока эксплуатации имплантата межпозвоночного диска с помощью сплава Ti3Au // Ljournal.ru Сборник научных трудов по материалам XIX международной научной конференции «Тенденции развития науки и образования», 31 октября 2016 года, Самара: Л-Журнал, 2016. С. 13-14.

2. А.В. Лясникова, В.Н.Лясников, О.А. Маркелова, О.А. Дударева, С.Я. Пичхидзе, И.П. Гришина / Исследование свойств сереброзамещенного и биокомпозиционых наноструктурированных покрытий на его основе // Медицинская техника. 2015. № 5 (293), С. 38-41.

МЕДИЦИНСКИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

К.С. Дорогова, В.М. Таран, О.А. Дударева
Научные руководители: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Приборы искусственной вентиляции легких (ИВЛ) позволяют обеспечить газообмен пациенту, как во время операции, так и при критических состояниях опасных для жизни. В настоящее время трудно представить реанимационное отделение или операционную без аппарата ИВЛ.

Отсутствие или нарушение дыхания и последующая остановка кровообращения в течение более 3-5 минут неизбежно ведут к необратимому поражению головного мозга и смерти. В таких случаях только методы и техника проведения искусственной вентиляции легких могут помочь спасти человека. Нагнетание воздуха в дыхательную систему, массаж сердца помогают временно предотвратить гибель клеток мозга при клинической смерти, и в некоторых случаях дыхание и сердцебиение удается восстановить.

Автоматизация ИВЛ осуществляется на основе стандартных функциональных элементов: датчиков (Д) и исполнительных механизмов (ИМ) [1-4].

Врач при помощи компьютерной системы (КС) управляет МАК. КС нужна для автоматизации и управления М1, М2, М3 и АИК. Она состоит из центрального процессора (ЦП), запоминающего устройства (ЗУ), которые подсоединены к магистрали, после подсоединены периферийные устройства

(АЦП, ЦАП, УВВывДИ). Устройство сопряжения с объектом (УСО), связанно с КС и ИВЛ. От КС идёт подсоединение к электронному блоку видеокамеры.

Пациент располагается на автоматизированном кресло-кровати (М3). Кресло-кровать КЗ5 регулируется по высоте ИМ9, ИМ10,контролируется Д9, Д10, изменяет углы поворота кресло-кровати в четырех позициях: подголовник КЗ3 регулируется ИМ3,ИМ4-датчики Д3 и Д4; спинка КЗ4 регулируется ИМ5, ИМ6 контролируется Д5, Д6; подножник КЗ7 регулируется с помощью ИМ11, ИМ12,а датчики контролирующие их Д11, Д12; подступник КЗ8 регулируется с помощью ИМ13, ИМ14, контролируются соответствующими датчиками Д13, Д14. Так же свободно поворачивается вокруг своей оси КЗ6 при помощи ИМ7, ИМ8 датчики контролирующие Д7, Д8. Такое автоматизированное кресло обладает наибольшим удобством для пациента *1*, позволяет врачу *2* выбрать удобное положение пациента для подключения его к ИВЛ.

Манипулятор маски (М1) для подачи кислорода в легкие пациента перемещается КЗ2 горизонтально ИМ21,ИМ22 которые контролируют Д22, Д23, вертикально КЗ10 регулируются ИМ17, ИМ18, контролируются Д18, Д19, а так же вращательное КЗ11 движение маски регулируются ИМ19, ИМ20, контролируются Д20, Д21, угол поворота КЗ9 контролируется Д15, Д16, Д17датчиками, а их регуляторы ИМ15, ИМ16.

Наблюдение за пациентом и контроль осуществляется при помощи камеры (М2). Камера имеет возможность перемещаться в вертикальном КЗ14 направлении ИМ27, ИМ28, датчики Д28, Д29. Так же вращательное КЗ13 движение осуществляется датчикамиД26, Д27 и исполнительными механизмами ИМ26, ИМ27 и камера может передвигаться по диагонали за счет ИМ23,ИМ24, контроль положения отслеживается датчиками Д24, Д25. Обеспечение перемещения камеры и ее свободного вращения позволяет врачу точно отслеживать перемещение датчика и следить за положением пациента.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Литература

1. Основы конструирования приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, Н.В. Протасова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 171 с.

2. Основы технологии производства приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 103 с.

3. Лясникова А.В. Применение электронной техники в медицине / В.М. Таран, А.В. Лясникова. - Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2010. – 160 с.

4. Таран В.М. Биотехнические системы медицинского назначения: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. – Москва: Прондо, 2015. – 412 с.

НОВЫЙ БИОСОВМЕСТИМЫЙ МАТЕРИАЛ ДЛЯ СОЗДАНИЯ БИОКОМПОЗИЦИЙ С ПОВЫШЕННОЙ ПРОЧНОСТЬЮ И АНТИМИКРОБНЫМИ СВОЙСТВАМИ

Ю.Р. Сагитдинова, И.П. Мельникова

Научный руководитель: д.т.н., профессор И.П. Мельникова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Бемит – минерал из класса гидроокислов с химической формулой γ-AlO(OH). Кристаллическая структура слоистая, в ее основе – чередование пачек, состоящих из двух кислородных (внутренних) и двух гидроксильных

(внешних) слоев с атомами алюминия в пустотах. Бемит имеет плотность около 3100 кг/м^3 [1-3].

Существует несколько методов синтеза бемита. Основной метод – нейтрализация неорганических солей алюминия с последующим старением. От условий старения зависит фазовый состав и физико-химические свойства получаемого продукта. Особый интерес представляет синтез бемита гидротермальным путем при температурах выше 150 °С с использованием свежеосажденного аморфного гидроксида алюминия [1-3].

Гидратированный оксид алюминия – бемит находит основное применение в промышленности в качестве наполнителя пластических и полимерных масс, для производства керамики на основе оксида алюминия и в качестве источника получения Al_2O_3 широко используемого носителя катализатора.

Наноструктурный бемит использовали для создания покрытий, полученных методами вакуумного, динамического и газотермического напыления. Установлено, что применение бемита повышает твердость, вязкость разрушения и коррозионную стойкость покрытия.

В составе противопригарных покрытий литейных форм добавка наноструктурного бемита (1-5 % масс.) повышает седиментационную устойчивостью суспензии, увеличивает до 2-х раз прочность покрытия на истирание и сжатие. При этом до 3-х раз возрастает прочность и после термического удара.

Исследование адсорбционных свойств бемита проводили на стоках сельскохозяйственных производств после применения коагулянта и флокулянта. Установлено, что бемит обладает адсорбционными свойствами по отношению к органическим веществам и солям стоков животноводческих и фармацевтических предприятий. 10 г бемита на 100 мл стока крупного рогатого скота обеспечивает снижение содержания органических веществ до

значений допускающих сброс в канализацию. При этом с увеличением концентрации, дисперсности и времени смешения адсорбция органических веществ и солей возрастает.

Опробовали обработку стока с бемитом в ультразвуковой ванне. Величина ХПК уменьшилась на 20%, что обусловлено дезагрегацией порошка и возрастанием в результате этого его удельной поверхности.

Таким образом, применение наноструктурного бемита повышает активность протекания различных физико-химических процессов, что важно для их технологического осуществления и повышает уровень свойств конечных изделий [1-3].

Литература

1. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Миндрина Е.С. Создание новых биосовместимых материалов на основе гидроксиапатита и бемита с улучшенными эксплуатационными характеристиками // Сборник материалов всероссийской молодежной научной школы «Инновационные проекты в стоматологии», 17 сентября 2012 г. – Саратов: ООО «Изд-во научная книга», 2012. – С. 166-172.

2. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Повышение функциональных характеристик биосовместимых покрытий медицинских имплантатов за счет изменения морфологии частиц порошков перед напылением//Материалы научно-технической конференции с участием зарубежных специалистов. – М. :МИЭМ, 2010. – С. 282-286.

3. Мазалов Ю.А., Федотов А.В., Берш А.В., Судник Л.В., Лисицын А.В. Перспективы применения нанокристаллических оксидов и гидроксидов алюминия / М.: Технология металлов. – 2008. – № 1. – С. 8-11.

ОСОБЕННОСТИ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНЫХ РЕАКЦИЙ ПРИ ИМПЛАНТАЦИИ СКАФФОЛДОВ, СОДЕРЖАЩИХ СОЕДИНЕНИЯ КАЛЬЦИЯ

Е.П. Грабенко, Д.А. Тяпкина, Ю.А. Монастырло, М.Н. Козадаев[*], М.О. Куртукова, Д.В. Попрыга[**]

Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского, г. Саратов

[*]*Саратовский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии, г. Саратов*

[**]*ГУЗ «Областная клиническая больница», г. Саратова*

Введение. На сегодняшний день одной из актуальных проблем в области травматологии, ортопедии, челюстно-лицевой хирургии, нейрохирургии и нейроонкологии является стимуляция регенерации поврежденных тканей и замещения их дефектов [5]. Наиболее перспективные решения данной задачи предлагают технологии тканевой инженерии, которые базируются на разработке и создании трехмерных матриц – скаффолдов, способных стимулировать процесс регенерации [1].

Матрица выступает в роли трехмерного каркаса, стимулирующего пролиферацию клеток. Матрицы могут создаваться на основе материалов природного и синтетического происхождения. При использовании их в комплексе, скаффолды называют многокомпонентными. Благодаря биохимическим, механическим и физическим свойствам отдельных компонентов составляющих матрицы возможна также стимуляция ангиогенеза [4].

В тканевой инженерии большое распространение получили поликапролактоновые скаффолды, который не обладает цитотоксическими свойствами, обеспечивает хорошую адгезию и пролиферацию клеток, в связи с чем был одобрен в странах Евросоюза и США для применения в медицинских целях. Экспериментальным путем доказано, что благодаря наличию в матриксных материалах гидроксиапатита или ватерита, а так же иных компонентов, схожих с человеческими тканями, возрастают регенеративные свойства скаффолдов [3].

Для оценки биосовместимости матриц используется подкожная имплантация матриц крысам, с дальнейшей оценкой параметров тканевой перфузии [2].

Материалы и методы. Для проведения экспериментального исследования было отобрано 30 крыс-самцов массой 300-400 г. Животных разделили на 3 равные группы. Группа отрицательного контроля - 10 животных, которым имплантировались матрицы на основе ПКЛ с адсорбированным чужеродным белком, две опытные группы, состоящие из 10 крыс каждая, включают животных, которым субкутанно имплантировались ГА- и ПКЛ/CaCO3-скаффолды.

Перед проводимой манипуляцией всем животным внутримышечно вводили телазол и ксиланит в расчёте 0,1 мл/кг и 1 мг/кг. Имплантацию проводили подкожно, в межлопаточную область. Матрицы имплантировали в форме дисков диаметром 10 мм, толщиной 0,1 мм.

Для оценки микроциркуляции использовали метод лазерной допплеровской флоуметрии (ЛДФ) с помощью анализатора «ЛАКК-ОП». Его особенностью является: неинвазивность и безвредность проведения исследования, получение максимальных данных о микрогемодинамическом статусе в сосудистом русле. Измерение перфузионного показателя проводилось на 7-й, 14-й и 21-й день эксперимента.

Результаты. При имплантации поликапролактоновых матриц, в составе которых находился чужеродный белок (отрицательный контроль) на 7-е сутки эксперимента отмечено статистически значимое увеличение перфузионного показателя и на 21-е сутки его снижение не наблюдалось.

У животных группы отрицательного контроля, при морфологическом исследовании препаратов были выявлены признаки интенсивной воспалительной реакции, которые проявлялись отеком и полнокровием сосудов перифокальной области, а также интенсивной лейкоцитарной инфильтрацией. Образование сосудов и заселение клеточными элементами структуры матриц не наблюдалось.

Полученные данные свидетельствуют, что при субкутанной имплантации матриц на основе ПКЛ и ГА также как и в группе отрицательного контроля происходит значительное увеличение перфузии на 7-е сутки эксперимента. Через 21 день перфузионный показатель по сравнению с 7-ми сутками снизился и достиг уровня контрольных значений. При морфологическом исследовании препаратов в данной группе животных выявлено умеренное кровенаполнение сосудов и равномерное заселение матрицы фибропластическими элементами, также были обнаружены единичные лимфоциты и нейтрофилы.

Изменения микроциркуляции и морфологической картины при имплантации ПКЛ/CaCO3-скаффолда идентичные с результатами у животных, которым имплантировали матрицы, содержащие ГА. Локальные микроциркуляторные реакции носят транзиторный характер, полностью исчезая к 21-м суткам после имплантации. Скаффолды на основе поликапролактона, минерализованные ватеритом, способствуют стимуляции регенерации поврежденной ткани и обильной васкуляризации сосудами микроциркуляторного русла. На 21-й день эксперимента, матрица хорошо заселена клеточными элементами соединительной ткани – фибробластами и

фиброцитами. Воспалительных изменений в области имплантации матриц не отмечалось.

Заключение. Таким образом, биосовместимость ГА- и ПКЛ/CaCO3-скаффолдов подтверждается экспериментально. При имплантации ГА- и ПКЛ/CaCO3-скаффолдов наблюдается стимуляция регенерации тканей и не выявляется интенсивная воспалительная реакция, которая отмечается в группе отрицательного контроля. При подкожной имплантации ПКЛ/CaCO3-скаффолдов белым крысам отмечены изменения микроциркуляции кожи над областью размещения матриц, которые соответствуют морфологической картине локальных тканевых реакций. Результаты данной экспериментальной работы подтверждают возможность применения скаффолдов на основе поликапролактона с добавлением ватерита в тканевой инженерии для стимуляции регенерации поврежденных тканей.

Литература

1. Бугаева И.О., Иванов А.Н., Куртукова М.О. Структурные особенности эндотелиальных клеток млекопитающих и человека. – Цитология. – 2016. – Т. 58. – № 9. – С. 657-665.

2. Иванов А.Н., Козадаев М.Н., Белова С.В., Блинникова В.В., Мамонова И.А., Пучиньян Д.М., Федонников А.С., Норкин И.А. Сравнительный анализ перфузии и динамики маркеров острой фазы воспалительной реакции при имплантации матриц на основе поликапролактона и гидроксиапатита. – Современные проблемы науки и образования. – 2016. – № 4. – С. 15.

3. Иванов А.Н., Козадаев М.Н., Богомолова Н.В., Матвеева О.В., Пучиньян Д.М., Норкин И.А., Сальковский Ю.Е., Любунь Г.П. исследование биосовместимости матриц на основе поликапролактона и гидроксиапатита в условиях in vivo. – Цитология. – 2015. – Т. 57. – № 4. – С. 286-293.

4. Куртукова М.О., Бугаева И.О., Иванов А.Н. Факторы, регулирующие ангиогенез. – Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 5. – С. 246.

5. Садовой М.А., Ларионов П.М., Самохин А.Г., Рожнова О.М. Клеточные матрицы (скаффолды) для целей регенерации кости: современное состояние проблемы. – Хирургия позвоночника – 2014. – № 2. – С. 79–86.

МИКРОДУГОВЫЕ СЕРЕБРОСОДЕРЖАЩИЕ КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫЕ БИОПОКРЫТИЯ НА ТИТАНЕ И СПЛАВЕ Ti-40Nb

А.В. Угодчикова[*], Ю.П. Шаркеев[**], Т.В. Толкачева[**]

Научный руководитель: д.т.н., доцент М.Б. Седельникова[**]

[*]*Национальный исследовательский*
Томский политехнический университет, г. Томск
[**]*Институт физики прочности и материаловедения*
сибирского отделения РАН, г. Томск

Разработка новых имплантируемых материалов, предназначенных для контакта со средой живого организма представляет собой задачу высокой сложности [1]. Металлы в силу высокой механической прочности являются предпочтительными материалами для имплантатов [2]. Титан и его сплавы обладают оптимальными физико-механическими свойствами, отличной биосовместимостью. Для улучшения биологической активности металлического имплантата широко используются биокерамические покрытия на основе ортофосфатов кальция [3]. Введение серебра в биопокрытия позволяет повысить их антимикробную активность, усилить бактерицидное и

противовоспалительное действие имплантируемых материалов в первые послеоперационные часы [4].

В исследованиях использовали образцы – металлические пластины из титана ВТ1-0 и сплава Ti-40 мас. % Nb (Ti–40Nb) размером 10×10×1 мм^3. Для получения кальцийфосфатных (КФ) биопокрытий методом микродугового оксидирования (МДО) использовали опытно-промышленную установку «MicroArc 3.0 system». В процессе МДО варьировали следующие параметры: напряжение от 350 до 450 В; время нанесения покрытий 5 и 10 минут, длительность импульсов от 100 до 500 мкс. Частота следования импульсов имела постоянное значение, равное 50 Гц. Для получения электролита использовали следующие вещества: NaOH, Na_2HPO_4, тонкодисперсный β-ТКФ (β-$Ca_3(PO_4)_2$). Для получения Ag-содержащих покрытий в электролит №2 кроме перечисленных компонентов добавляли $AgNO_3$.

Фазовый состав КФ биопокрытий исследовали на дифрактометре ДРОН-7 (ЦКП ИФПМ СО РАН «Нанотех», г. Томск, с использованием CoK_α-излучения). Морфологию поверхности, элементный состав покрытий наблюдали с использованием метода растровой электронной микроскопии на приборе LEO EVO 50 с приставкой для энергодисперсионного анализа (ЦКП ИФПМ СО РАН «Нанотех», г. Томск). Шероховатость поверхности покрытий определяли по параметру Ra (ГОСТ 2789-73) на профилометре-296 (ИФПМ СО РАН, г. Томск).

Толщина и шероховатость покрытий варьировались в пределах 27–70 мкм и 2,5–7.0 мкм, соответственно. В результате анализа РЭМ-изображений КФ биопокрытий (рис.1) установлено наличие развитой морфологии поверхности и пористой структуры.

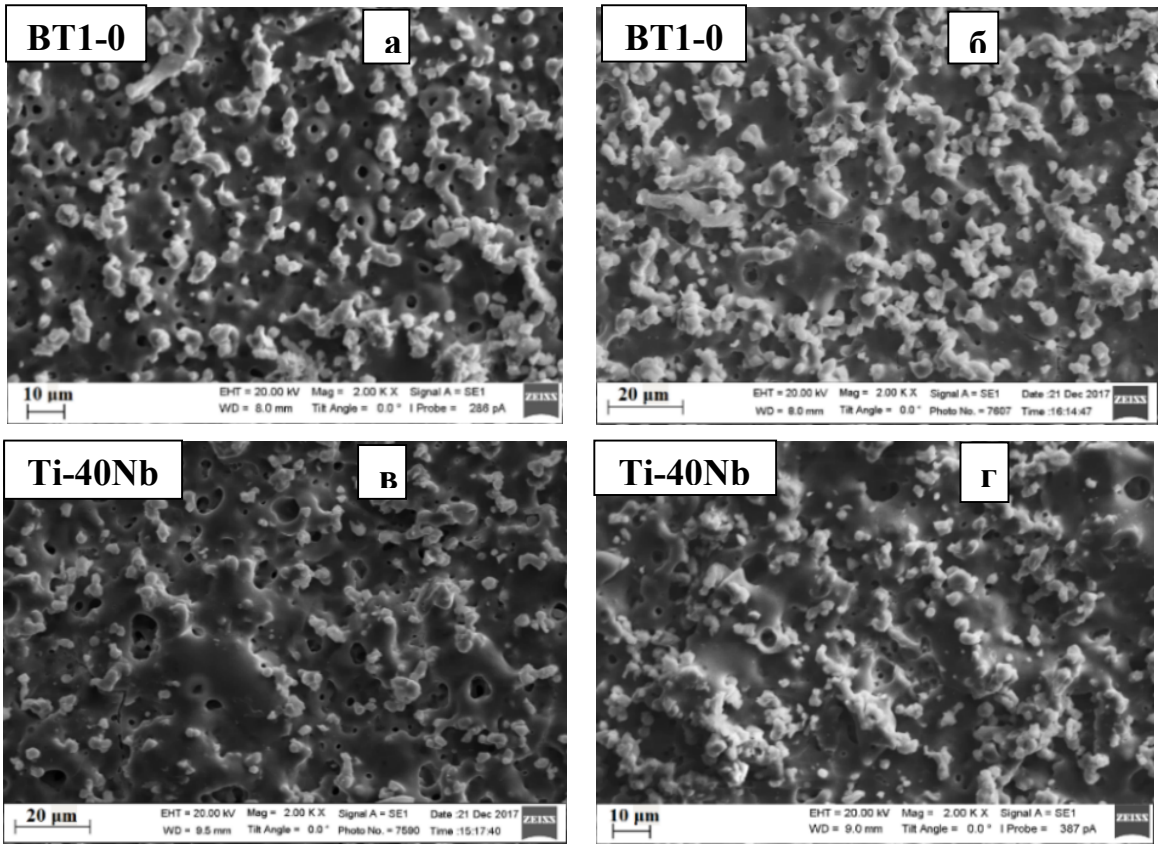


Рис. 1. РЭМ-изображения КФ покрытий, полученных при напряжении процесса 350 В в электролите №1 (а,в), в электролите №2 (б,г).

На поверхности покрытий наблюдаются отдельные частицы изометричной формы. В составе данных частиц преобладают элементы кальций, фосфор и кислород, вследствие чего предполагается, что это частицы β-ТКФ, перенесённые из электролита в покрытие. Наибольшее количество частиц β-ТКФ присутствует в Ag-содержащих КФ биопокрытиях, полученных при напряжении процесса МДО 350 В.

В результате исследований, проведённых методом рентгенофазового анализа (рис. 2), в биопокрытиях на титане были идентифицированы кристаллические фазы: α-, β-ТКФ, оксид титана (TiO_2) – анатаз. В покрытиях на Ti-40Nb сплаве были обнаружены фазы, α-, β-ТКФ и гидроксиапатит (ГА).

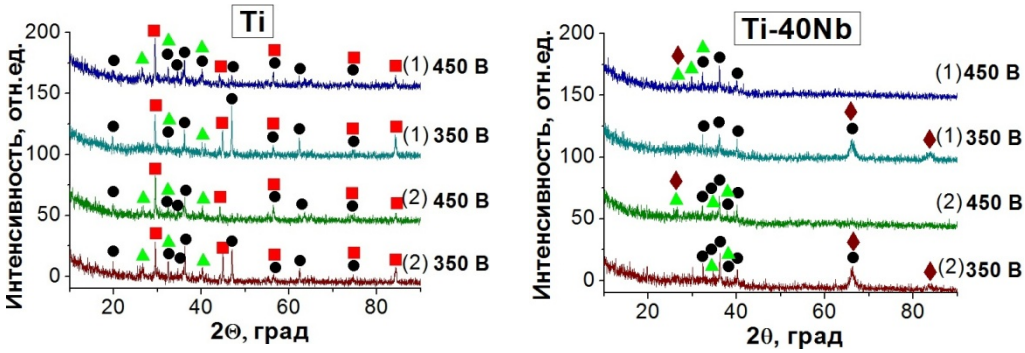


Рис. 2. Рентгенограммы КФ биопокрытий на титане (а) и сплаве Ti-40Nb (б): ▲– α-ТКФ, ● – β-ТКФ, ♦ – ГА, ■ – анатаз (TiO_2)

Биопокрытия, полученные на титане, обладают более кристаллической структурой по сравнению с покрытиями на сплаве Ti-40Nb, о чем свидетельствует большее число рефлексов, соответствующих кристаллическим фазам, высота и форма пиков. В покрытиях на Ti–40Nb сплаве с повышением напряжения процесса МДО наблюдается частичная аморфизация структуры, что связано с ростом интенсивности процесса.

Методом энергодисперсионного микроанализа было определено содержание серебра в покрытиях. В результате исследований было установлено, что при напряжении процесса МДО, равном 350 В, наибольшее количество Ag присутствует в покрытиях на сплаве Ti-40Nb (на Ti-40Nb 0,08 ат.%, на титане – 0,05 ат.%) , а при напряжении, равном 450 В – в покрытиях на титановой подложке (на Ti-40Nb 0,02 ат.%, на титане – 0,05 ат.%).

Методом МДО получены КФ Ag-содержащие пористые биопокрытия с развитой морфологией поверхности, что может способствовать усилению процессов остеоинтеграции имплантата с костной тканью. Присутствие в покрытиях биологически активных фосфатов кальция, таких как α-, β-ТКФ и ГА, также обеспечивает остекондуктивные свойства биопокрытий. Содержание Ag в покрытиях до 0.1 ат. % обусловливает их антибактериальные свойства.

Исследование выполнено при финансовой поддержке программы фундаментальных исследований СО РАН, 2016-2019 гг., проект №23.2.5.

Литература

1. А.В. Попков. Биосовместимые имплантаты для травматологии и ортопедии // Гений ортопедии. – 2014. – Вып. 3. – С. 94-99;

2. Волова, Т. Г. Материалы для медицины, клеточной и тканевой инженерии [Электронный ресурс] : электрон. учеб. пособие / Т. Г. Волова, Е. И. Шишацкая, П. В. Миронов. – Электрон. дан. (6 Мб). – Красноярск : ИПК СФУ, 2009.

3. Heimann R.B. Materials science of bioceramic coatings: An Editorial // *Open Biomedical Engineering Journal. – 2015. – №9. – P.8-25;*

4. Fielding G. A., Roy M. Antibacterial and biological characteristics of silver containing and strontium doped plasma sprayed hydroxyapatite coatings // Acta Biomaterialia. – 2012. - №8. – P. 3144-3152.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ РЕГУЛЯЦИИ УГЛЕВОДНОГО ОБМЕНА

М.И. Стародубова

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор М.Ф. Умаров

Вологодский государственный университет, г. Вологда

Математическое моделирование физиологических процессов представляет фундаментальную проблему, охватывающую медицину, физиологию и математику. От разработки соответственных математических моделей заболевания во многом зависят от успехов в его диагностики и лечении. Например, сахарный диабет (СД), как глобальная медико-социальная проблема современности, крайне подробно рассматривается с позиции математического моделирования уже много десятилетий. Однако исследования

и разработки, направленные на совершенствование и создание новых математических моделей, как самого заболевания, так и его лечения, не только продолжаются до настоящего времени, но и становятся все более актуальными. Физиологические процессы представляют собой сложные связные системы потоков вещества и энергии, обладающие внутренними регуляторными механизмами. Назовем такие системы потоков, обладающие активными и пассивными внутренними механизмами саморегуляции, потоковыми системами. С математической точки зрения, физиологические функциональные системы рассматривают как нелинейные системы с мультикомпартментными взаимодействиями [1].

Цель данной работы состоит в математическом моделировании и разработке компьютерно-модельных средств на основе исследования современных физиологических представлений о системе регуляции углеводного обмена.

Компартментное моделирование позволяет выделить отдельные элементы или подсистемы организма, описать процессы, происходящие в них. Вместе с тем, построение моделей возможно лишь в том случае, если достаточно хорошо изучены качественно и количественно основные причинно-следственные связи в моделируемых системах.

Быстрая циркуляция крови по замкнутому кровеносному руслу за время около 1 минуты и ее перемешивание позволяют ограничиться однокомпартментным описанием, при котором это русло представляется однородной областью с концентрацией глюкозы (гликемией) в нем такой, какой она в действительности является лишь на периферии и может быть измерена.

Простейшая однокомпартментная модель показана на рис. 1. Она включает в себя следующие переменные:

x – количественная характеристика содержания вещества в компартменте, например, концентрация;

y – скорость потока вещества от источника A в компартмент;

w – скорость потока вещества из компартмента в сторону к B.

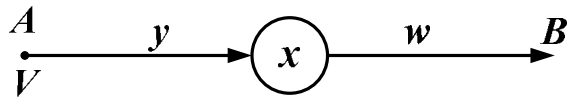


Рис. 1. Простейшая компартментная модель

Динамика процесса изменения x описывается уравнением:

$$x(t) = \frac{1}{Q}\int_{-\infty}^{t}(y-w)dt = \frac{1}{Q}\int_{-\infty}^{0}(y-w)dt + \frac{1}{Q}\int_{0}^{t}(y-w)dt = x(0) + \frac{1}{Q}\int_{0}^{t}(y-w)dt, \qquad (1)$$

где Q – объем компартмента, определяющий инерционность процессов; x(0) – начальное значение x.

Очевидно, что равновесие в системе возможно только в случае, когда **y** = **w**. Возмущающие факторы могут влиять на любой из потоков. В этом случае x(t) стремится к нулю или неограниченно возрастает в зависимости от знака разности под интегралом. В соответствии с принципом Ле-Шателье [2] пассивные механизмы препятствуют этому, действуя в направлении достижения нового состояния равновесия. Одним из наиболее распространенных процессов, обеспечивающих направленные потоки веществ на клеточном уровне, является диффузия. Скорость диффузии **y** зависит от разности концентраций вещества в компартменте **x** и в среде **V**, являющейся источником этого вещества. Таким образом, приток вещества $y = k[V - x(t)]$. С учетом этого формула (1) приобретает вид:

$$x(t) = x(0) + \frac{1}{Q}\int_{0}^{t}(k[V - x(t)] - w)dt. \qquad (2)$$

Перейдем к изображению по Лапласу-Карсону:

$$x(p) = x(0) + \frac{1}{pQ}[kV - kx(p) - w]. \qquad (3)$$

Структурная схема, соответствующая уравнению связи (3), показана на рис. 2.

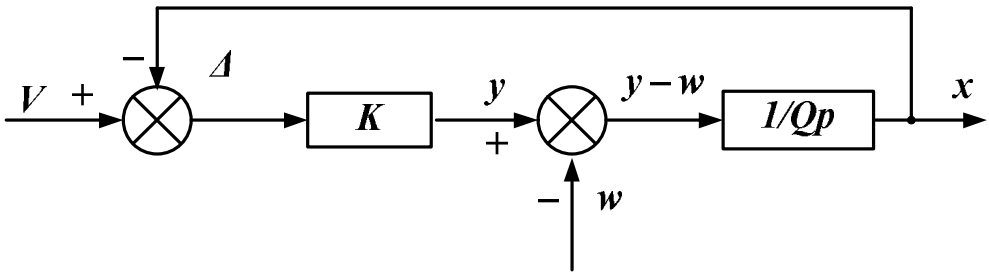


Рис. 2. Структурная модель компартмента

Функцию внешней уставки выполняет V; возмущающего воздействия – w. Тогда вся система может считаться классическим устройством стабилизации концентрации x.

На выходе первого сравнивающего устройства формируется сигнал статической ошибки Δ, который усиливается и сравнивается с w. Наличие второго сравнивающего устройства обеспечивает симметричность разностного сигнала y – w, знак которого определяет направление изменений, соответствующее отрицательной обратной связи. В устойчивом состоянии $k(V-x)-w=0$. При изменении w появившаяся разность y – w интегрируется и x изменяется до тех пор, пока вновь установившаяся величина y не станет равной новому значению w.

Рассмотренный механизм пассивного управления можно представить не как систему стабилизации x, а как следящую систему, где входной задающей величиной является w, а выходной y [3].

Таким образом, используя структурный компартментный подход, на основе исследования современных физиологических представлений о системе регуляции углеводного обмена, выполнено построение ее математической модели. Проведен также математический анализ изменения скорости диффузии глюкозы в крови от её разности концентраций. Оценена эффективность пассивного механизма управления за счет изменения значения концентрации глюкозы в крови и времени установления ее допустимого уровня. Установлено,

что основной особенностью пассивного управления является то, что оно реализуется за счет взаимодействия веществ с элементами структуры, образующей канал транспортировки этих веществ без использования специальных органов управления.

Литература

1. Doyle F.J., Jovanovic L., Seborg D.E., Parker R.S., Bequette B.W. A tutorial on biomedical process control. J. Process Control. 2007, V. 17, pp. 571-630.

2. Базаров, И.П. Термодинамика: учебное пособие / И.П. Базаров. – М.: Высшая школа, 1991. – С. 131-133.

3. Кольман, Я. Наглядная биохимия: справочное пособие / Я. Кольман, К.-Г. Рём. – М.: Мир, 2004. – 469 с.

МАРШРУТНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ПРОЦЕССА ИЗГОТОВЛЕНИЯ ДЕТАЛИ «ВНУТРИКОСТНАЯ ЧАСТЬ» ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО ИМПЛАНТАТА

П.В. Удовик, О.А. Маркелова

Научный руководитель: ассистент О.А. Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

При модернизации конструкций внутрикостных эндопротезов биоинженеры должны учитывать практические аспекты изготовления новых конструкций [1-5].

В связи с этим актуальным является разработка маршрута на вновь созданную конструкцию. Маршрут изготовления модернизированной

внутрикостной части цилиндрического имплантата (рис. 1) представлен в таблице 1.

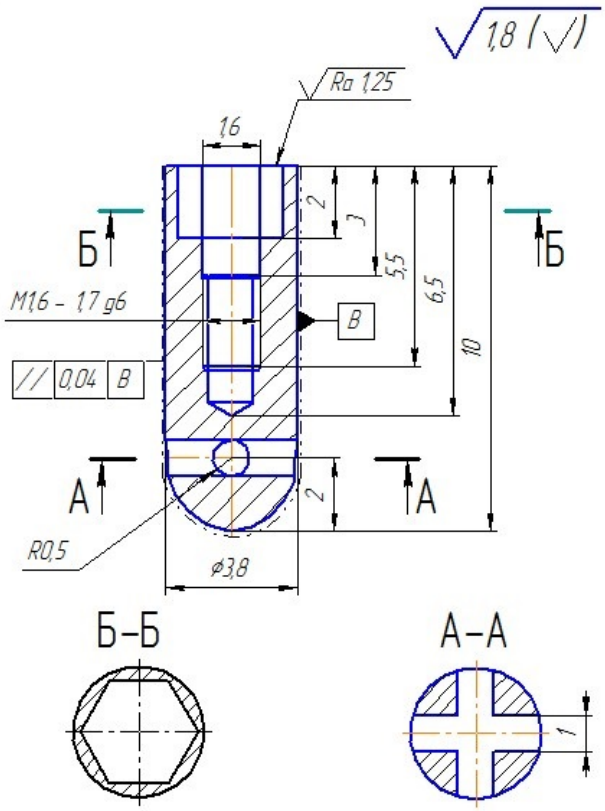


Рис. 1. Внутрикостная часть стоматологического имплантата

Таблица 1

Маршрут обработки внутрикостной части цилиндрического имплантата

Опера-ция	Содержание или наименование операций	Станок, оборудование	Оснастка
1	2	3	4
005	1. Установить деталь и после обработки снять. 2. Разрубить пруток Ø5, выдерживая размер 10.	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
010	Проточить торец размер Ø 3,8.	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76

015	Сверлить отверстие Ø 1,2 на расстояние 6,5.	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
020	Проточить отверстие Ø 1,6 на расстояние 3.	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
025	Нарезать резьбу М1,6 – 1,7 g6 на расстояние от 3 до 5,5.	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
030	Проточить отверстие на расстояние 2 диаметром 2,5	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
035	Шлифовать отверстие Ra 1,25	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
040	1. Установить деталь и после обработки снять. 2. Точить поверхность R 1,8	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
045	Сверлить отверстие Ø 0,5 на расстояние 2.	Токарная с ЧПУ	Патрон 3-х кулачковый ГОСТ № 21938-76
050	Промыть деталь.	Ультразвуковая ванна УЗУМИ-2	Химический стакан
055	Технический контроль.	Микрометр	–
060	Пескоструйная обработка детали.	АСОЗ «Аверон»	Оснастка для пескоструйной обработки
065	Промыть деталь.	Ультразвуковая ванна УЗУМИ-2	Химический стакан
070	Нанесение покрытия.	Установка плазменного напыления УПН 28	Оснастка для плазменногонапыления
075	Технический контроль твердости, микроструктуры, УЗ дефектоскоп.	HBS 2000-B МИМ-7 УД2301	Специализированная оснастка
080	Упаковать.	–	–
085	Навесить бирку с номером детали.	–	–

090	Стерилизация.	Автоклав ВТО 23L-A	–

Таким образом, удалось проследить все этапы изготовления внутрикостной части имплантата и проверить технологичность предложенной конструкции.

Литература

1. Таран В.М. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учебное пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева. – М.: Пронодо, 2015. – 306 с.

2. Учаев П.Н., Емельянов С.Г., Попов Ю.А., Учаев К.П., Учаев А.П. Альбом чертежей и заданий по машиностроительному черчению и компьютерной графике: учебное пособие, ТНТ, 2013. – 360 с.

3. Таран В.М. Проектирование информационных систем для контроля и управления техническими объектами: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 380 с.

4. Таран В.М. Основы проектирования технологического оборудования для обработки материалов и нанесения покрытий: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 232 с.

5. Таран В.М. Проектирование технических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 284 с.

МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ИМПЛАНТАТОВ CAD/CAM ПРОИЗВОДСТВА

М.В. Загибашев, И.П. Гришина

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.П. Гришина

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Применение CAD/CAM систем в стоматологии позволяет осуществить проектирование и изготовление зубопротезных ортопедических конструкций с помощью компьютера. CAD сокращенно от Computer-Aided Design,– проектирование с применением компьютера, используется вместо чертежной доски и позволяет создать 3D модель зубных протезов. К преимуществам такого проектирования можно отнести следующее: модель, спроектированную на компьютере можно рассмотреть под различными углами и изучить ее проекцию в определенном освещении; могут быть заменены не только отдельные детали чертежа, но и спроектирована вся модель заново; готовый проект может быть превращен в инструкцию, которая будет передана дальше машинам для сознания ими этой детали. Существуют ультрасовременные системы, которые создают 3D-модели, учитывая структурные свойства материалов. CAM или Computer-Aided Manufacture обозначает изготовление ортопедической конструкции компьютером в соответствии с ранее спроектированной 3D-моделью [1].

CAD/CAM системы позволяют изготовить: коронки и мостовидные конструкции различной протяженности; телескопические коронки; абатменты для дентальных имплантов; виниры и вкладки; провизорные коронки.

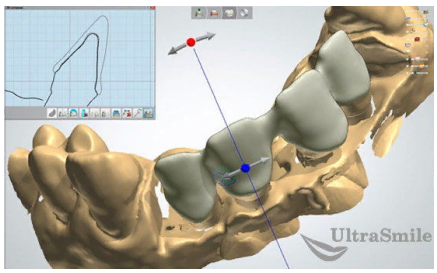


Рис. 1. Пример 3-D модели для CAD/CAM производства

Сегодня мостовидные протезы и отдельные коронки создаются из очень надежных и долговечных материалов, качественная обработка которых стала возможной только после появления современного высокотехнологичного оборудования. Благодаря этому изменились и тенденции протезирования: если раньше особо престижной для большинства клиентов стоматологических клиник считалась установка золотых коронок, то сегодня особенно ценится естественный вид протезов, их практичность.

Таким образом, технология CAD/CAM применяется для обработки и создания коронок из наиболее прогрессивных материалов, а именно:

- прессованная керамика: в отличие от классического фарфора, она более прочная и твердая именно для обработки. Именно поэтому применяется специальное оборудование, которое позволяет создать из нее идеальный протез;

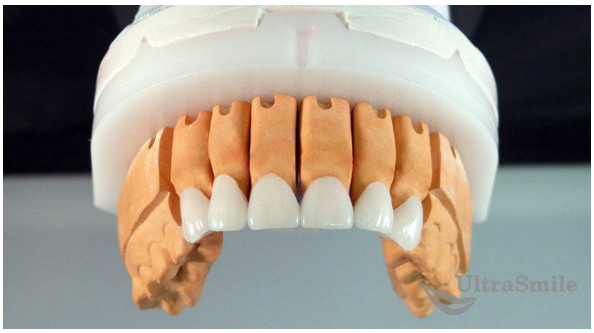


Рис. 2. Коронки из циркония

- цирконий: это, пожалуй, самый современный, практичный, но вместе с тем самый дорогой материал из всех возможных для протезирования. По прочности он не уступает металлам, но при этом выглядит эстетичнее, поскольку имеет естественный белоснежный оттенок. Именно его обработка в

первую очередь проводится при помощи роботизированного оборудования, поскольку вручную создать протез из цельного кусочка циркония невозможно [2, 3].

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4.

Литература

1. Технология CAD/CAM. Электронный ресурс. Режим доступа: http://dentazone.ru/protezirovanie/vidy-uhod/texnologiya-cad-cam.html

2. Технология CAD/CAM в имплантологии. Электронный ресурс. Режим доступа: https://ultrasmile.ru/tehnologiya-cad-cam-kogda-protez-mozhet-byit-idealnyim/

3. M. Mitsuishi, N. Sugita, K. Fujiwara, N. Abe, T. Ozaki, M. Suzuki, H. Moriya, T. Inoue, K. Kuramoto, Y. Nakashima, K. Tanimoto / Development of a Medical CAD/CAM System for Orthopedic Surgery // CIRP Annals, Vol. 56, Iss. 1, 2007. P. 405-410.

КОМПЛЕКС ДЛЯ ЭЛЕКТРОЛИТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ДЕТАЛЕЙ РАЗЛИЧНОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Е.П. Петрова, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Автоматизированный технологический комплекс для электролитической обработки деталей формирующих аккумуляторные этектроды (рис.1)

представляет собой систему из гальванической ванны *1*, где наносится электролитическое энергетической покрытие и установки контроля параметров с прижимной головкой *6*, при помощи которой можно проверить качество нанесенного покрытия. Перемещение подвески с электродами *1* от одной позиции до другой осуществляется при помощи манипулятора *8* (М1), перемещающегося вдоль направляющей *10*. При помощи исполнительных механизмов обеспечивается вертикальное перемещение подвески *1* и вращение ее вокруг своей оси.

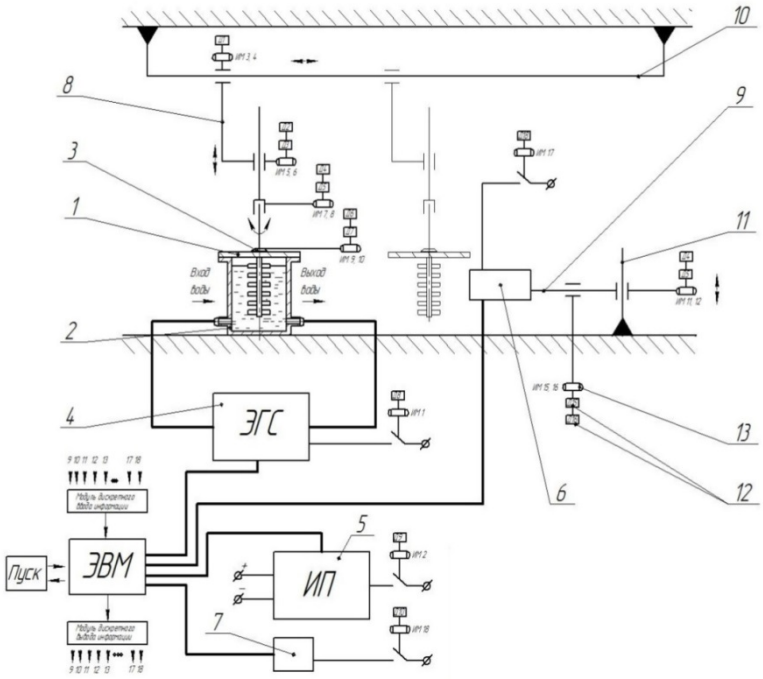


Рис.1. Структурно-функциональная схема АТК: 1 – подвеска с электродами, 2 - электролитическая ванна, 3 – механизм захвата, 4 - электролитическая гидросистема, 5 – источник питания, 6 – прижимная головка, 7 – таймер, 8 –манипулятор М1, 9 – манипулятор М2, 10 – направляющая Н1, 11 –направляющая Н2, 12 – датчики, 13 – исполнительные механизмы

Контроль параметров покрытия происходит при перемещении М1 на вторую позицию, где расположено устройство контроля. Его прижимная головка 6, закрепленная на манипуляторе 8 (М2) может перемещаться как

вертикально вверх – вниз так и по горизонтальной оси. За перемещение в пространстве отвечают датчики и исполнительные механизмы 12 и 13.

Гальваническая ванная подключена к электролитической гидросистеме, которая служит для подачи электролита, контроля его состава, а также за отвод и переработку отработанного электролита.

Питание АТК осуществляется от источника питания 5. Управление работой установки осуществляется посредством ЭВМ, куда поступают на обработку все сигналы датчиков системы [1-3].

Литература

1. Виноградов С.С. Экологически безопасное гальваническое производство / Под ред. Кудрявцева В.Н. – М.: Глобус, 2002. – 352 с.

2. Климов Е.С. Экологические проблемы гальванических производств/ Е.С. Климов, М.Е. Эврюкова, Н.С. Колганова и др.// Успехи современного естествознания.-2004.- № 11. С.68-69

3. Губанов Л.Н. Ресурсосберегающие технологии в гальваническом производстве/Л.Н. Губанов//Вода и экология.-2002.-№2

КИНЕМАТИЧЕСКАЯ СХЕМА УСТАНОВКИ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПОДПЯТНИКА НАДРЕССОРНОЙ БАЛКИ

В.В. Филенко, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

На рис. 1 представлена кинематическая схема установки для

восстановления подпятника надрессорной балки железнодорожного вагона.

Кинематическая схема состоит из кинематического звеньев. Кинематическое звено 1 (КЗ1) осуществляет передвижение каретки траверсы по оси y. Кинематическое звено 2 (КЗ2) осуществляет вращение стойки вокруг оси y. Кинематическое звено 3 (КЗ3) осуществляет перемещение наплавочной головки по оси x. Кинематические звенья 4 (КЗ4) и 5 (КЗ5) осуществляют вращения приводных роликов вокруг оси z. Кинематическое звено 6 (КЗ6) осуществляет перемещение кантователя вдоль оси y. Кинематические звенья 7 (КЗ7) и 8 (КЗ8) осуществляют перемещение зажима кантователя вдоль оси y. Кинематическое звено 9 (КЗ9) осуществляет вращение винтелятора вокруг оси y [1-3].

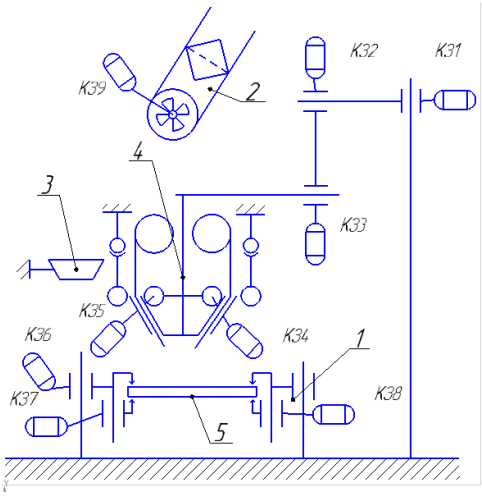


Рис.1. Кинематическая схема установки для восстановления подпятника надрессорной балки

Предложенная схема может быть использована в качестве основы для изготовления подобных узлов в изделиях точной механики и медицинской техники.

Литература

1. Проектирование технических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 284 с.

2. Таран В.М. Биотехнические системы медицинского назначения: учеб.

пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. – Москва: Прондо, 2015. – 412 с.

3. Проектирование информационных систем для контроля и управления техническими объектами: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 380 с.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО КОСТЫЛЯ

В.А. Дядьков, О.А. Маркелова

Научный руководитель: ассистент О.А. Маркелова

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Основная задача реабилитационной техники – создать условия для приведения в норму нарушенных физиологических механизмов: восстановления нервной проходимости, укрепления мышечных волокон, возвращения подвижности конечностям.

Неплохую поддержку двигательным функциям организма оказывают такие средства реабилитации, как костыли, трости, ходунки и кресла-коляски. Данные изделия дают возможность больному самостоятельно передвигаться, не прибегая к помощи посторонних людей.

На основе проведенного патентного обзора был выбран прототип локтевого костыля, патент № US20080053503A1 конструкция которого представлена на рис.1.

Недостатками данной конструкции является: фиксация выдвижной ножки с помощью болтового соединения; невозможность настройки угла наклона манжеты.

Предлагается модернизировать конструкцию костыля следующим образом: заменить болтовое соединение телескопической ножки на кнопочную фиксацию; разработать механизм регулировки угла наклона манжеты.

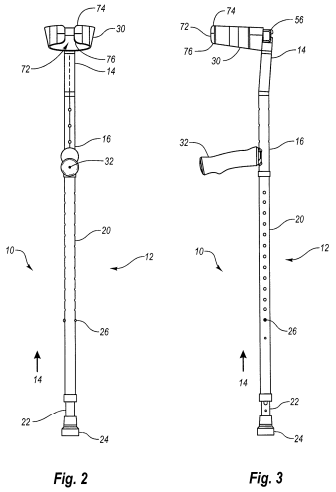


Рис. 1. Костыль локтевой

Сборочный чертеж модернизированного локтевого костыля представлен на рис. 2.

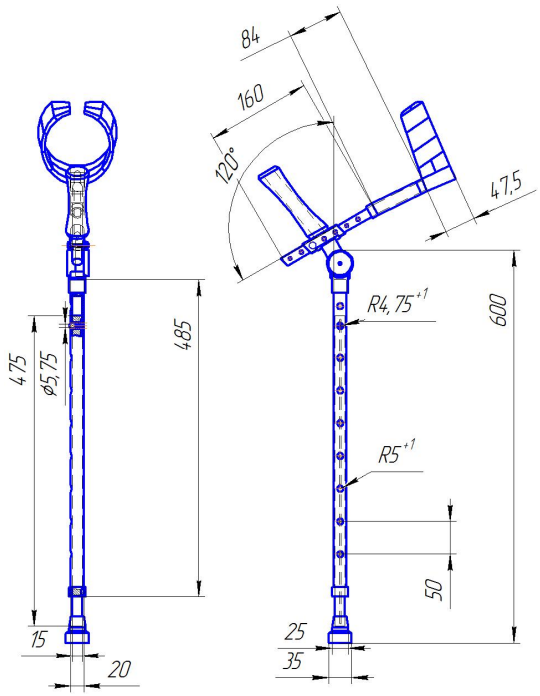


Рис.2. Сборочный чертеж модернизированного локтевого костыля

Литература

1. Волков М.В., Мобошну И.А. Повреждения и заболевание ОДА.- М. Медицина, 2007. -280 с.

2. Большая медицинская энциклопедия. - М.: Астрель; АСТ, 2002. -735 с.

3. Травматология и ортопедия : Учебник / Г.С. Юмашева.- 3-е изд., перпраб.и доп.- М.: Медицина, 2004. 276 с.

4. Справочник по травматологии Г.С. Ютишев, Н.М. Курбанов. Т.; Медицина, 2007.381 с.

5. Вайс М.А. Вопросы восстановления трудоспособности больных с повреждениями ОДА Руководство по ортопедии и травматологии. М.: Медицина. 2007. 144 с.

ВЛИЯНИЕ ВРЕДНЫХ ПРИВЫЧЕК НА СОСТОЯНИЕ ОРГАНОВ ПОЛОСТИ РТА

Д.П. Храмова[1], М.О. Прудников[1], М.М. Коротков[2]

[1]Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова, г. Москва

Здоровый образ жизни, с медицинской точки зрения, является основополагающим фактором поддержания жизни населения и способствует предупреждению болезней. Но, к сожалению, в современном мире большое количество людей употребляют быстрые углеводы, алкоголь, никотин, принимают наркотические средства.

Конечно же, все эти вредные привычки отражаются на состоянии органов полости рта, особенно большой вред, люди наносят себе употребляя табачные изделия, даже новомодный вейпинг, который многие считаю абсолютно безопасным для здоровья, является не менее вредным, чем курение обычных сигарет[1]. Что же касается алкоголя, то многие люди даже не подозревают о влиянии на состояние полости рта, хотя вредит он не меньше чем курение, особенно если им злоупотребляют. Самой распространенной вредной привычкой в современном обществе является пристрастие к быстрым углеводам. Усугубляет ситуацию их нерациональное употребление, например, когда сладкое едят на ночь, перед сном, уже почистив зубы, или же вовсе питание одними сладостями. Менее популярной, но самой опасной является употребление наркотических веществ, при употреблении которых страдает весь организм в целом, последствия же зависят от вида наркотика.

К сожалению, все эти вредные привычки и люди, которые не смогли устоять перед их соблазном, окружают нас повсеместно, поэтому тема их негативного влияния вредных привычек на состояние органов полости рта остается актуальной в настоящее время.

Для выполнения данной работы, мы использовали анкетирование среди студентов СГМУ, в котором приняли участие 114 студентов. Возраст участников анкетирования составил от 18 до 25 лет. Опрошенным были заданы такие вопросы: «Курите ли вы?» «Употребляете ли алкоголь?» «Считаете ли вы, что алкоголь оказывает отрицательное влияние на состояние органов полости рта?» «Считаете ли вы, что курение оказывает отрицательное влияние на состояние органов полости рта?» «Считаете ли вы, что употребление наркотических веществ негативно сказывается на состоянии здоровья органов полости рта?» «Употребляете ли вы продукты содержащие сахар в большом количестве?» «Считаете ли вы, что чрезмерное употребление углеводов ведет к развитию кариеса?»

Изменению состояния здоровья в худшую сторону способствует употребление алкоголя, табачных изделий, наркотических средств.

Употребление алкоголя оказывает пагубное влияние на слизистую оболочку полости рта, вследствие чего может развиться лейкоплакия или карцинома, под действием этанола в секретирующих клетках слюнных желез скапливается жир, из-за чего уменьшается слюноотделение, ухудшается омывание зубов ротовой жидкостью, и снижается кариесрезистентность твердых тканей зуба [2].

По результатам анкетирования, среди студентов, алкоголь употребляют 40% опрошенных студентов, 60% воздерживаются от спиртных напитков, 72% опрошенных считают, что алкоголь все же оказывает пагубное влияние на состояние органов полости рта, 28% убеждены в обратном.

Под действием никотина и набора жирных смол, которые содержатся в табачных изделиях, на эмали зубов образуется налет, который приводит к микротрещинам, а в дальнейшем к образованию зубного камня, не говоря уже о возможных заболеваниях пародонта[3].

Среди опрошенных студентов 90% не курят, остальные 10% имеют такую вредную привычку.

В негативном влиянии никотина не усомнился никто, 100% опрошенных считают, что курение вредит здоровью органов полости рта.

Наркотические вещества так же негативно воздействуют на организм и, в частности, на полость рта. Это происходит из-за того, что нарушается процесс обмена кальция и это, несомненно, ведет к кариесу, разрушению зубов и другим неприятным последствиям. Например, при курении конопли выделяется дым, содержащий в себе токсические вещества, которые могут привести к раку полости рта, а так же при употреблении конопли, возникает сухость во рту, и недостаток слюны ведёт к воспалению дёсен. Кокаин, который чаще всего принимают путем втирания в дёсны, приводит к их

изъязвлению и повреждению СОПР, а затем и челюстной кости. Кокаин приводит также к кариесу зубов, причиной чего служит тот факт, что кокаин при смешивании со слюной образует кислую среду. Она является благоприятным фактором для стрептококков ротовой полости (Str. mutans, Str. mitis, Str. sanguis и др.) [4]. Самым угнетающим и губительным наркотиком для полости рта является метамфетамин. Он имеет гораздо более кислую среду чем кокаин, тем самым прогрессивнее поражает зубную эмаль и за короткий промежуток времени разрушает зубы [5].

По результатам анкетирования, все 100% участников уверены в негативном влиянии наркотиков на здоровье органов полости рта.

При правильном питании, человек получает необходимые питательные вещества, которые оказывают положительное влияние как на весь организм, так и на полость рта. При употреблении продуктов, которые содержат в себе углеводы, например кондитерские изделия, конфеты и т.п., изменяется pH слюны в кислую сторону, и не попадает в пределы нормальной pH, которая составляет 6,8-7,4. Именно в кислой среде микроорганизмы наиболее хорошо приспособлены к дальнейшему распространению и развитию, что повлечет за собой образование кариеса [6], особенно при заболеваниях ЖКТ, развившихся еще в детском возрасте [7]. Ортофосфорная кислота, которая есть во многих газированных напитках, размягчает и разрыхляет эмаль зубов, а так же ведёт к эрозии.

По результатам анкетирования, 25% студентов употребляют небольшое количество быстрых углеводов, 35% студентов употребляют среднее количество, остальные 40% употребляют быстрые углеводы в большом количестве.

Так же 85% опрошенных знают, что употребление большого количества углеводов приводит к развитию кариеса, 15% никак не связывают кариес с употреблением углеводов.

Выводы:

Таким образом, такие вредные привычки как употребление алкоголя, никотина, наркотических средств, быстрых углеводов влекут за собой неблагоприятные последствия, понижают уровень здоровья человека и ухудшают состояние полости рта.

Осложнениями вышеперечисленных привычек являются: кариес, эрозия зубов, сухость полости рта, зубной камень, воспаление тканей пародонта, а так же злокачественные новообразования. Что в свою очередь влияет на качество жизни таких людей[7]. Поэтому своевременный отказ от вредных привычек существенно снизит риски возможных заболеваний.

Литература

1. Петрова А.П., Павлова А.О., Мирошниченко Ю.Д., Сергеев А.А. Влияние вейпа и табачных сигарет на слизистую оболочку полости рта// Международный студенческий научный вестник. 2018. № 1. С. 35.

2. Окулова И.И., Шимов К.И., Исмаилов А.М., Чернощеков Ф.В., Билалова Л.Ф., Рябова Е.Н., Чобаль Ю.М., Суворова О.А., Макарова Е.А., Ходырева Т.О., Рыбина В.А. Влияние алкоголя на организм // Международный студенческий научный вестник. – 2017. – № 5.

3. Солдатова Ю.О., Булгакова А.И., Зубаирова Г.Ш. Клиническая характеристика состояния полости у лиц с табакозависимостью // Медицинский вестник Башкортостана 2014 С.60-63.

4. Yukna R.A. Cocaine Periodontitis // Mem. J. Periodonl. Restor. Dent. - 2009. - Vol. 49. - P.73-79.

5. Тимофеев А.А., Дакал А.В., Кишковская Е.Н. Клиническое течение одонтогенных воспалительных заболеваний челюстей и мягких тканей у больных наркоманией // Современная стоматология. - 2009. - № 1. - С. 94-98.

6. Хоменко Л.А., Савичук А.В., Остапко Е.И., Биденко Н.В. и др. Профилактика стоматологических заболеваний. Ч2. 2010г. 56-59.

7. Петрова А.П., Суетенков Д.Е. Комплексная профилактика кариеса у детей с гастродуоденальной патологией// Саратовский научно-медицинский журнал. 2011. Т. 7. № 1. С. 216-219.

8. Турусова Е.В., Булкина Н.В., Голомазова Е.А., Мелешина О.В., Иванова С.В. Зависимость качества жизни пациентов от тяжести течения заболеваний полости рта: оптимизация подходов к лечению //Саратовский научно-медицинский журнал. 2011. Т. 7. № 1. С. 135-138.

АНАЛИЗ ЧАСТОТЫ ПРИМЕНЕНИЯ ПРЕМЕДИКАЦИИ НА ДЕТСКОМ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОМ ПРИЕМЕ В ГОРОДЕ САРАТОВЕ

Н.В. Давыдова, Н.М. Олейникова, Е.В. Махонова, Э.С. Гуламов,
Р.А. Шихмагомедов

*Саратовский государственный медицинский университет
имени В.И. Разумовского, г. Саратов*

Дети составляют особую группу пациентов с ещё несформированным психоэмоциональным статусом, и оказание стоматологической помощи ребенку на сегодняшний день является сложной проблемой. Работе детского стоматолога препятствуют чувство страха и тревоги, обусловленные ожиданием боли, а также мышечное и психоэмоциональное напряжение ребенка. Причины этого неоднозначны: приобретенный «болевой» опыт, индуцирование родителями, условия воспитания в семье и другие факторы[1]. Физиологический стресс, возникающий на приёме у стоматолога, может в дальнейшем перерасти в дентофобию. Именно поэтому пациентам, имеющим

отношение к группе риска по развитию подобных реакций, может потребоваться предварительная медикаментозная подготовка к лечению – премедикация[2].

Премедикация - медикаментозная подготовка пациента к лечебным манипуляциям, направленная на уменьшение страха перед лечением и снижение уровня психоэмоционального напряжения[3]. Поскольку у большинства детей перед визитом к стоматологу появляется тревога и беспокойство, именно премедикация позволяет ребенку успокоиться, расслабиться и настроиться на положительный результат. Она проводится не только для устранения чувства тревоги и страха, но и для уменьшения количества вводимого местного анестетика, профилактики возникновения аллергических реакций, подавления рвотного рефлекса и снижения слюноотделения. Таким образом, премедикация является очень важным неотъемлемым компонентом квалифицированной стоматологической помощи [4;5;6].

Цель: Проанализировать частоту применения премедикации у детей на стоматологическом приеме в городе Саратов.

Задачи:

1. Изучить и проанализировать научную литературу, научные статьи, стоматологические журналы о роли премедикации в детской стоматологии.
2. Составить анкету и провести анкетирование детских врачей - стоматологов г. Саратов об использовании премедикации в их практической деятельности.
3. Провести анализ полученных данных анкетирования.
4. Подтвердить необходимость использования премедикации в детской стоматологии.

Материалы и методы:

Для достижения поставленных задач мы провели анкетирование 25-ти врачей-стоматологов различного профиля в детских стоматологических клиниках г. Саратов.

Были заданы вопросы:

1. По какому направлению вы работаете (терапевтическая стоматология, хирургическая стоматология, ортодонтическая стоматология, смешанный приём)

2. Стаж работы (до 6 лет, 7-11 лет, 12 и больше лет)

3. Используете ли Вы премедикацию на детском приеме перед стоматологическим вмешательством (да/ нет)

4. В каких случаях Вы будете использовать премедикацию (для устранения психоэмоционального возбуждения ребенка; для профилактика стресса; для усиление и пролонгирование специфического действия анестетиков; для предупреждение возникновения аллергии; при повышенном рвотном рефлексе; для снижения саливации)

5. Какие препараты используете для премедикации? (НПВС, седативные, антигистаминные, холинолитики или свой вариант)

Результаты и обсуждение:

Анализ данных анкетирования 25 врачей-стоматологов, работающих на детском приёме в г. Саратове, отражает следующие результаты: 5% врачей имеют стаж до 6 лет, 15% - 7 – 11 лет, 80% имели стаж работы более 12-ти лет.

В анкетировании приняли участие 13 стоматологов-хирургов (52% из всего опрошенных врачей), 7 стоматологов общей практики (28% от общего числа опрошенных), 5 стоматологов-ортодонтов (20% от общего числа опрошенных). Итого, 92% респондентов используют премедикацию, считая её необходимой процедурой перед каждым стоматологическим вмешательством, поскольку она позволяет устранить психоэмоциональное возбуждение пациента, ослабляет реакции на внешние раздражители (профилактика

рвотного рефлекса), предупреждает развитие побочных аллергических реакций. И 8% врачей-стоматологов редко используют премедикацию, так как считают, что эффект от нее достигается довольно редко, и она может послужить появлению побочных реакций со стороны организма в виде галлюцинаций, сонливости и аллергической реакции.

Также нами было выявлено прямая зависимость величины стажа работы и частоты использования премедикации. Врачи, которые имели более длительный стаж работы, ограничивались в использовании премедикации, так как накопленный ими опыт позволяет найти своеобразный подход к пациенту. Например, для устранения психоэмоционального напряжения они используют развлекательные игры, детские игрушки, гаджеты и телевизоры. В качестве препаратов выбора для премедикации стоматологи с большим стажем работы используют следующие лекарственные средства: седативные препараты растительного происхождения (валерианы экстракт, пустырник, валокордин, корвалол), а также холинолитики (Атропин).

Из врачей, использующих премедикацию, 52% составляют хирурги, 28% врачи общей практики, 20% ортодонты.

Стоматологи-хирурги используют в своей практике наибольший спектр препаратов: анксиолитики (Тенотен детский, Фенибут) для устранения психоэмоционального возбуждения ребенка, холинолитики (Метацин, Атропин) для снижения саливации во время стоматологического вмешательства, антигистаминные препараты (тавегил 1%, супрастин 1%) с целью профилактики аллергической реакции. Препаратами выбора для врачей общей практики (28%) и ортодонтов (20%) являются холинолитики (Атропин), а также и противорвотные средства (Домперидон, Церукал) для предупреждения рвотного рефлекса.

Выводы:

1. Роль премедикации в детской стоматологии достаточно велика, так как снижает уровень психоэмоционального напряжения, усиливает и пролонгирует действие местных анестетиков, предупреждает возникновение аллергических реакций при стоматологических вмешательствах.

2. Анализ статистических данных показал, что подавляющее большинство опрошенных детских стоматологов (92%) города Саратов используют премедикацию в своей практике.

3. В ходе проведенного исследования было выявлено, что детские стоматологи преимущественно используют следующие препараты: «Тавегил», «Супрастин» из группы антигистаминных препаратов, «Атропин», «Метацин» из группы холинолитиков. В силу сложившейся юридической практики в нашей стране, седативной подготовкой могут заниматься только врачи-анестезиологи-реаниматологи, штат которых в стоматологических клиниках становится определенным стандартом. В то же время существует ряд фармакологических средств, назначение которых не регламентировано существующим юридическим законодательством. К ним относятся растительные седативные препараты (пустырник, валериана), анксиолитики («Детский тенотен», «Гидроксизин» («Атаракс»)).

4. Несмотря на высокую частоту использования премедикации стоматологами в нашем регионе, для повышения ее эффективности, врачам необходимо постоянно повышать свои знания по данному вопросу. Ведь только высококвалифицированный подбор лекарственных средств позволит снизить количество осложнений и повысить эффективность лечения.

Литература

1. Янушевич О.О. Детская стоматология: учебник/ Кисельникова Л.П., Топольницкий О.З. – Саратов: ГЭОТАР-Медиа, 2017. – с. 76-78.

2. Местная Анестезия / Малрой М. Ф. Бернардс К. М., Макдональд С. Б., Салинас Ф. В. // Стоматология. – 2015. С. 43-51.

3. Персин Л.С., Стоматология детского возраста / Елизарова В.М., Дьякова С.В. / 2016., С. 154-162.

4. Mertes P.M., Demoly J.P., Malinovsky J.M, Curr Opin Allergy Clin Immunol Hypersensitivity reactions in the anesthesia setting / allergic reactions to anesthetics.. 2012 – P. 361-374.

5. Рыжова Е.А., Петрова А.П. Формирование долгосрочных позитивных отношений врача - стоматолога и пациента// Дентал юг. 2010. № 5. С. 56.

6. Донских Д.А., Карпович Е.А., Петрова А.П., Турусова Е.В. Аспекты тераностики в стоматологии// Международный студенческий научный вестник. 2018. № 4-1. С. 137-139.

ДЕНТАЛЬНАЯ ФОТОГРАФИЯ

А.П. Петрова[1], Е.В. Турусова[1], Д.Д. Спирлиев[1],
В.А. Галушкина[1], М.М. Коротков[2]

[1]Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов
Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова, г. Москва

В современной стоматологии дентальная фотография стала важной частью лечебного процесса. Она позволяет добиться более эффективного диалога между врачом и пациентом, так как демонстрирует промежуточные и окончательные результаты лечения. Это позволяет пациенту быть более уверенным в качестве лечения, так как врач не пропустит ни малейшего нюанса

[1,2]. Дентальная фотография должна проводится с первого этапа работы. После того как врач опросил пациента производится осмотр полости рта. Использование фотографии позволяет увидеть даже самые мелкие детали, благодаря значительному увеличению размеров объекта, а так же позволяет оценить исходную клиническую картину. Наличие фотографии исходного состояния зубных рядов и пародонта облегчает процесс лечения. Часто пациенты ,которые проходят длительное лечение не всегда могут заметить положительной динамики, поэтому фотография позволяет увидеть насколько изменилась ситуация в лучшую сторону. Пациенту открывается возможность самостоятельно оценить состояние зубочелюстной системы с визуализации ее особенностей и нарушений. На фотографии пациент видит свои зубы в значительно увеличенном размере, тем самым вовлекаясь в процесс лечения. Поэтому пациент может уже более чётко формулировать свои пожелания и внимательнее прислушиваться к рекомендациям врача. Повышается и мотивация пациента к необходимости проведения гигиены полости рта и своевременного лечения [4]. Дентальная фотосъёмка значительно расширяет возможности передачи информации при взаимодействии со смежными специалистами в процессе лечения. Так же дентальная фотография выступает в виде объективного свидетельства в защиту врача стоматолога в случае возникновения конфликтных ситуаций с пациентом или при необъективной оценке результата лечения [3].

Оборудование необходимое для дентальной фотосъёмки:

1. Для того чтобы запечатлеть пациента на уровне плечевого пояса необходим нейтральный фон, для этого может быть использована стена кабинета в клинике, но этого недостаточно для выполнения необходимых условий, так как стена может иметь глянцевую поверхность, или же быть слишком яркой. .Для этих целей имеется складной фотографичный фон, он представляет собой матовую ткань тёмного цвета, площадью приблизительно 1

квадратный метр. Располагают этот фон позади пациента, а сам пациент располагается на стуле. Пациент может быть сфотографирован в профиль или в анфас на этом фоне.

2. Для того чтобы выполнить внутриротовую съёмку нам необходимо отодвинуть мягкие ткани в полости рта, для этого мы можем использовать специальные V-образные ретракторы. Они бывают прозрачные или же чёрного цвета, по размеру бывают малые и большие.

3. При фотосъёмке боговых групп зубов возможно использовать специальные боковые кристаллические зеркала. Поверхность на основе серебра даёт идеальное и чёткое отображение. Состоит зеркало из силиконовой ручки и самого зеркала.

4. Для отображения окклюзионной поверхности зубов используются специальные окклюзионные зеркала, они также как и боковые зеркала имеют поверхность на основе серебра, но она имеет большую площадь и форму. Зеркало имеет две симметричные половины отличающейся по ширине поверхности.

5. Для отображения единичных зубов используют зеркало, формой напоминающее стоматологическое, но отличающейся тем, что ручка выполнена в тёмных оттенках, а само зеркало создано из тех же покрытий, что и боковые и окклюзионные зеркала.

6. Чтобы зубы выделялись на фоне окружающих тканей, используют контрастеры. Каждый контрастер имеет матовую тёмную поверхность, симметричную по форме, но большую по размеру половину. Различные группы контрастеров предназначены для определённых групп зубов и поверхностей. В результате этого зубы выделяются на общем фоне.

7. Цифровая зеркальная фотокамера-это ключевой и самый главный момент. Фотокамера должна иметь разрешение больше 8 мегапикселей и фокусное расстояние равное 35-120 мм. Выбор фирмы производителя зависит

от индивидуальных предпочтений, в основном наиболее популярными фирмами являются фирмы “Canon” и “Nikon”.

8. Кольцевая вспышка не даёт столько теней в отличие от точечной вспышки, благодаря этому происходит полное заполнение светом фотографируемого объекта.

9. Биполярная вспышка представляет собой конструкцию оснащённую по одному излучателю по каждую сторону от объектива, они могут наклоняться под разным углом, в зависимости от требуемых условий.

10. Насадка на компактную фотокамеру для дентальной фотосъёмки. Эта насадка предназначена для обычной любительской камеры. Дело в том, что у многих компактных фотокамер вспышка находится сбоку, но благодаря этой насадке свет от вспышки отражается от одного зеркала к другому, затем в обратную сторону, благодяря этому свет рассеивается по всей поверхности насадки, что позволяет равномерно распределить освещение на фотографируемом объекте [3,5].

Выводы:

На основании множества статей различных авторов можно сказать что интерес врачей-стоматологов к дентальной фотографии только растёт. Поэтому внедрение фотосъёмки во все области стоматологии несомненно положительно скажется на результатах лечения. В связи с этим были выделены основные преимущества фоторегистрации в стоматологии:

1. Облегчает взаимодействие между врачом и пациентом,

2. Повышает доверие и мотивацию пациента,

3. Дентальная фотография является объективным свидетельством в случае конфликтных ситуаций.

Основные приспособления, примеряемые для фоторегистрации: нейтральный фон, ретракторы, кристаллические зеркала, окклюзионные

зеркала, контрастеры, цифровая зеркальная фотокамера, кольцевая вспышка, биполярная вспышка.

Литература

1. Кубаренко В.В. Фотография в стоматологической практике / Проблемы стоматологии.- 2014.- № 6.- С. 10-13.

2. Луцкая И.К., Лопанин О.А. Фоторегистрация как контроль качества в эстетической стоматологии. / Международные обзоры: клиническая практика и здоровье.- 2015.- №6.- С.6-11.

3. Юдина Н.А., Мамайко О.К. Фотография в стоматологии / Современная стоматолоия .- 2015.- №2.- С.8-11.

4. Мокренко Е.В., Кострицкий И.Ю., Аббасов Н.М., Иванов Р.А. Дентальная фотография в клинике ортопедической стоматологии// Фундаментальная наука и технологии - перспективные разработки. Материалы XII международной научно-практической конференции. - 2017. - С. 28-30.

5. Мартьянов И.Н.,Апресян С.В.,Акулович А.В.,Тиунова Н.В.,Мателo С.К. Фотопротокол в современной стоматологии. М.: Поли Медиа Пресс,2017.- С. 80-91.

6. Manjunath S.G., Raju Ragavendra T., Sowmya.K.Setty., Jayalashmi K. Photography in Clinical Dentistry-A Review / International Journal of Dental Clinics.-2011.-P. 40-43.

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ВИНТОВОГО СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО МИНИ-ИМПЛАНТАТА

Н.В. Андриянова, О.А. Маркелова

Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Маршрут обработки внутрикостной части винтового стоматологического мини-имплантата (рис. 1) представлен в таблице 1.

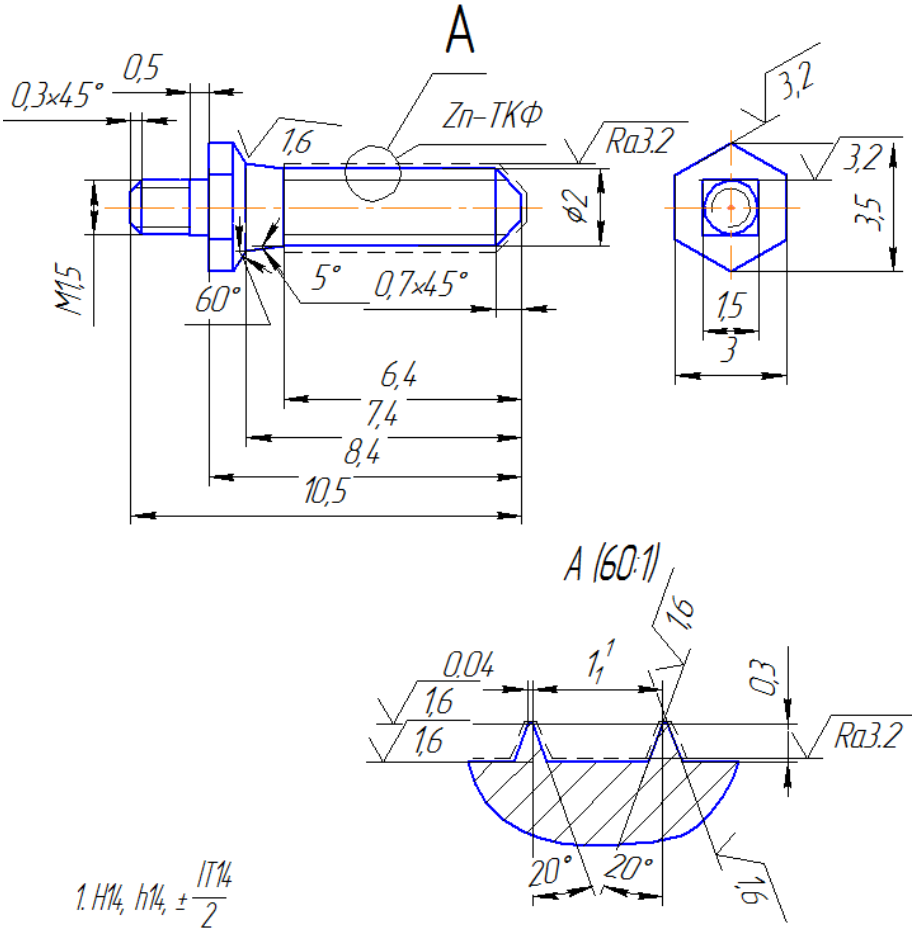


Рис.1. Внутрикостная часть

Таблица 1

Маршрут обработки внутрикостной части

№	Наименование операции	Назначение
000	Заготовительная	Изготовление заготовки методом проката
005	Токарная с ЧПУ	Подрезание торцов заготовки Ø 5, выдерживая размер 10
010	Токарная с ЧПУ	Обточка поверхности на расстояние 6,4 диаметром 2
015	Токарная с ЧПУ	Обточка поверхности заготовки $\sqrt{1,6}$
020	Токарная с ЧПУ	Обточка поверхности на расстояние 2,1 диаметром 1,5
025	Токарная с ЧПУ	Нарезка резьбы М6,2 – 6,3 g30 на расстояние 6,4
030	Токарная с ЧПУ	Нарезка резьбы М1,2 – 1,3 g6 на расстояние 1,3
035	Фрезерная обработка	Фрезерование поверхности апексов и скругления граней Шлифование чистовое
040	Промывочная	Промывка в УЗ – ванне в дистиллированной воде при t=5мкм; Т=25^{0}С
045	Пескоструйная	Обработка при Δ=до 30мкм,t=10с
050	Промывочная	Очистка в УЗ – ванне в спирте при t=2мкм; Т=21^{0}С
055	Напылительная	ПН ТКФ при ΔТКФ=до 90мкм, α=10мм, t=7-10с, I=350±5А

Предложенный маршрут позволяет определить технологическую целесообразность и целостность модернизации конструкции мини-имплантата [1-3].

Литература

1. Проектирование технических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 284 с.

2. Таран В.М. Биотехнические системы медицинского назначения: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. – Москва: Пронdo, 2015. – 412 с.

3. Проектирование информационных систем для контроля и управления техническими объектами: учеб. пособие / В.М. Таран, А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 380 с.

СТАТИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭНДОПРОТЕЗА ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

В.А. Дядьков, М.С. Ноликов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Целью данной работы являлся анализ и улучшение физических и медико-биологических характеристики эндопротеза грудной клетки. Поставленная цель достигается с помощью замены материала на биосовместимый сплав Ti_3Au [1-3].

Обычные эндопротезы состоят, главным образом, полностью из металла или сплава, в основном из медицинской нержавеющей стали. Замена обычных материалов на сплав Ti_3Au позволит увеличить срок службы эндопротеза, который составит 15-20 лет, что говорит о гораздо лучшей приживаемости эндопротеза в организм человека.

Виртуальный анализ модели эндопротеза грудной клетки проведен в программе SolidWorks Simulation, где также произведена оценка НДС при нагрузке 500 Н, рис. 1.

По результатам исследования выявлены максимальное напряжение 147,5 МПа и наибольшее смещение, составляющее 1,8 мм. Конструкция достаточно надежная, с запасом прочности 8-10 раз.

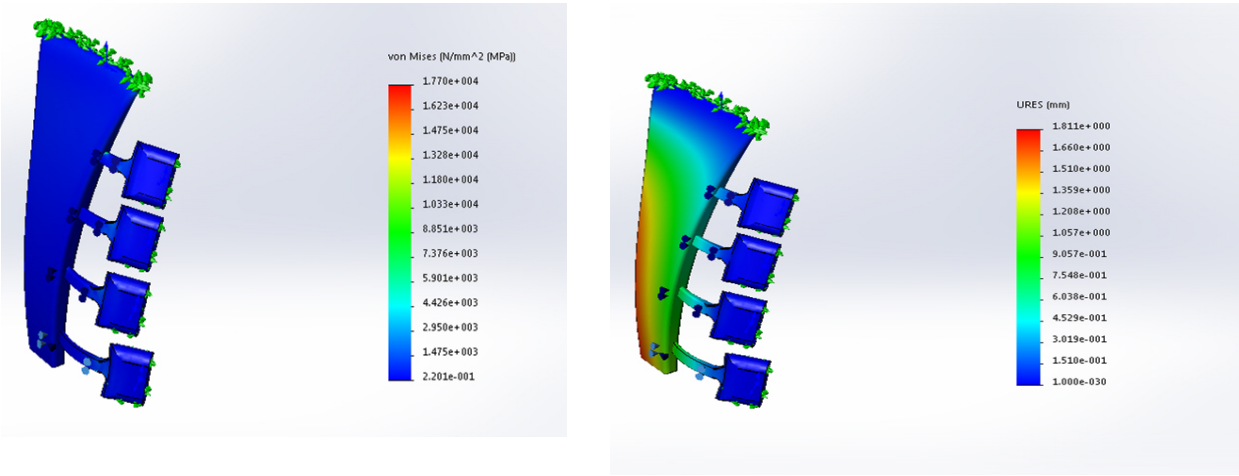


Рис. 1. Анализ статических характеристик Ti_3Au

Полученные данные дают возможность предположить, что замена материала на сплав Ti_3Au повышает прочность и износостойкость конструкции, увеличивая срок службы протеза.

Литература

1. World's First 3-D Printed Titanium Chest Implant [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://herox.com/crowdsourcing-news/459-worlds-first-3-d-printed-titanium-chest-implant.

2. Новый сверхпрочный сплав титана с золотом Ti3Au [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://nnd.name/2016/07/novyiy-sverh-prochnyiy-splav-titana-s-zolotom-ti3au/.

3. A technique for pediatric chest wall reconstruction using custom-designed titanium implants: description of technique and report of two cases [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://www.researchgate.net/publication/290963491.

ПУТИ ПРИДАНИЯ ТРОАКАРУ АНТИМИКРОБНЫХ СВОЙСТВ

К.С. Бирюкова, А.А. Джамгарова
Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В современной хирургии для уменьшения срока пребывания пациента в больнице было изобретено устройство, позволяющие врачам, не делать полосные операции в области живота, а делать лишь небольшой прокол.

Троакар изготавливают из медицинской стали марки 65Х13. Данная марка стали устойчива к коррозии. Твердость позволяет инструменту долго не тупиться. К тому же, можно сделать максимально тонкое лезвие и острие, не опасаясь, что они погнутся или сломаются [1, 2].

Для повышения антимикробной стойкости предлагается покрыть тубус троакара Zn-гидроксиапатитом. ГА ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) является основным неорганическим компонентом костной и зубной ткани человека и животных, поэтому возрастающий интерес к материалам на основе ГА обусловлен возможностями их использования в восстановительной хирургии, стоматологии. В соответствии со структурными характеристиками ГА относится к типу апатита [1].

Поверхность троакара гладкая, без шероховатостей. Перед нанесением порошка Zn-гидроксиапатита, поверхность тубуса зачищают пескоструем, обезжиривают и сушат.

Покрытие наносится методом смешивания порошка Zn-гидроксиапатита с биологически совместимым связующим веществом (трикальцийфосфат), взятые в соотношении к порошку 1,0-1,5:1,5-2,0, наносят получаемую

суспензию, на поверхность тубуса, производят сушку нанесенной суспензии для ее предварительного закрепления на тубусе и осуществляют термообработку аргоно-плазменной струей при токе дуги 300-500 А, продолжительности 0,5-2,0 мин. на дистанции 40-100 мм [2].

Литература

1. Лясников В.Н., Гавкина М.С., Протасова Н.В. Электроплазменное напыление функциональных наноструктурированных покрытий в электронике и медицине.// Вестник Саратовского Государственного Технического Университета. -2014. - №1. – С. 92- 96

2. Патент РФ №241707. Способ нанесения гидроксиапатитового покрытия. Родионов И.В., 2011.

ПРОГРАММА ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО АНАЛИЗА РОГОВИЦЫ В ЛАЗЕРНОЙ ХИРУРГИИ ПЕРЕДНЕГО СЕГМЕНТА ГЛАЗА

В.А. Зеленов, И.В. Бакуткин

Научный руководитель: д.м.н., профессор В.В. Бакуткин

«МАКАО», Саратовский НИИ сельской гигиены Роспотребнадзора, г. Саратов

Актуальность. Роговица имеет наибольшую преломляющую силу в переднем сегменте глаза, составляющую около 40 дптр [1,3,6] Имеются значительные индивидуальные колебания этих параметров в зависимости от рефракции глаза и сопутствующих заболеваний. Оптические аберрации оказывают влияние на прохождение лазерного луча через роговицу.

Соответственно, параметры лазерного воздействия на структуры переднего сегмента также изменяются. В лазерной хирургии используются

различные лазерные источники излучения, с длиной волны 532 нм, 650 нм, 850 нм, 1060 нм. Имеется большая потребность в разработке методов оптимизации лазерного воздействия для обеспечения стабильного послеоперационного эффекта [2,4,5].

Цель работы. Разработать программу предоперационного анализа роговицы в хирургии переднего сегмента глаза, обеспечивающую оптимизацию параметров лазерного воздействия.

Программа основана на кератографических данных, а именно: (SimK) , характеризующее кривизну роговицы в центральной (3 мм) зоне. Определяются два значения: в самом крутом меридиане указанной зоны (SimK1) и самом плоском (SimK2), находящемся по определению под углом 90° к первому. Эти данные дают представление о центральной кривизне роговицы. Index of asphericity (Q) – индекс асферичности показывает, насколько сильно кривизна роговицы изменяется по направлению от центра к периферии. Индекс однородности оптических свойств роговицы и surface regularity index (SRI) – индекс регулярности поверхности роговицы; corneal uniformity index (CUI) – индекс однородности роговицы. В норме преломляющая сила роговицы имеет диапазон от 40,0 до 45.0 дпрт. Меридиональные колебания составляют до 6 дптр. Роговица меняет оптические показатели от центра к периферии на 2-4 дптр. Разработанная компьютерная программа для предоперационной оценки влияния аберраций роговицы на параметры лазерного воздействия на ткани глаза учитывает различные виды изменений оптических параметров роговицы при сферических видах рефракции (миопия и гиперметропия, а также при астигматизме. При наличии простого астигматизма более 1.5 дптр. программа выбирает зону роговицы за пределами меридиана астигматизма. При сложном астигматизме более 1.5 дптр. основным параметром является определение сферического эквивалента. В случае сложного смешанного астигматизма мы предлагаем деление площади роговицы на зоны и миопической и

гиперметропической рефракцией и программирование параметров лазерной операции для каждой зоны.

Наибольшие изменения оптических параметров роговицы определяются при вератоконусе. Отличительными признаками кератоконуса являются высокая оптическая сила центральной части роговицы (45-47,0дптр.), большая разница между оптической силой верхушки и периферии роговицы (I-S asymmetry index, или Surface Asymmetry Index более 1,5дптр.). При 1 и 2 стадиях кератоконуса отмечено значительное увеличение аберраций, которые превышали в несколько раз уровень сферических аберраций. При третьей стадии кератоконуса в некоторых случаях исследование роговицы имеет очень большой разброс данных. В этом случае основным методом компенсации аберраций при кератоконусе является использование контактной линзы

Таким образом, предоперационный компьютерный анализ оптических характеристик роговицы позволяет более точно определить параметры лазерного воздействия на структуры переднего сегмента глаза и соответственно повысить эффективность хирургического вмешательства.

Публикация подготовлена в соответствии с договор с РФФИ № 18-29-02008 «Интеллектуальная лазерная система для хирургии глаза».

Литература

1. Беляева О.Г. Значение особенностей кератотопографии при оценке возможности проведения фоторефракционных операций / О.Г. Беляева // Тез. докл. VII съезда офтальмологов России, Москва, 16-20 мая 2010 г.- М.,2010.- Ч.1.- С.234.

2. Двали М.Л. Рефракционная микрохирургия аметропии высокой степени (эндоокулярные методики) / М.Л. Двали: Автореф. дис. . д-ра. мед. наук.-М, 1989.- 36 с.

3. Малинская М.В. Компьютерная модель кератоскопа и ее применение для анализа децентрировок компонентов оптической системы // Вестник МГТУ. Сер.: Приборостроение. 2011. - № 3. - С. 119-126.

4. Юсер С.Н. О критериях выбора хирургической тактики при факоэмульсификации в дооперационном периоде / С.Н. Юсер: Автореф. дис. . канд. мед. наук.- М., 2000.- 26 с.

5. Thibos L.N. Principles of Hartmann–Shack Aberrometry // J. Refract. Surg. – 2000.– Vol. 16. – No 5. – P. 563–565.

6. Williams D., Yoon GY., Porter J.,et al. Visual benefit of correcting higher or-der aberrations of the eye.// J. Refract. Surg.– 2000.– Vol.– 16.– № 5.– P. 554–559.

МЕТОДИКА РАСЧЕТА ПРОЧНОСТИ НА ИЗГИБ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО МИНИ-ИМПЛАНТАТА

Н.В. Андриянова, О.А. Дударева

Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Расчет будет проводиться по консольной балке, в связи с тем, что установленный дентальный имплантат представляет собой консольную балку, нагруженную на изгиб (рис.1).

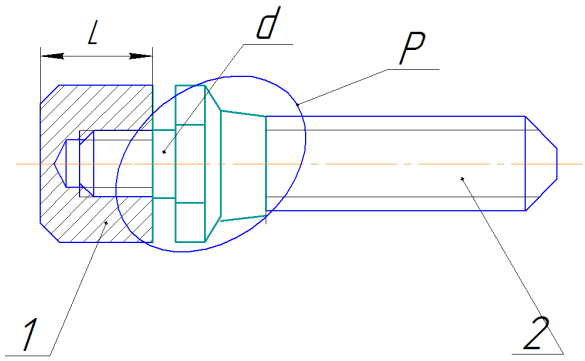


Рис. 1. Расчетная схема мини-имплантата: 1– гайка; 2– внутрикостная часть; P – жевательная нагрузка; L– длина головки абатмента, L=2,5мм

Дентальный имплантат, а именно консольная балка, выдержит нагрузку на изгиб при условии:

$$\sigma \le [\sigma], \quad (1)$$

где $[\sigma]$ – допустимое напряжение на изгиб для титанового сплава марки ВТ1-00, $250 \div 400$ кг/мм^2.

Принимаем $[\sigma]$=300 кг/мм^2

σ- напряжение возникающее в материале под действием изгибающей нагрузки,

$$\sigma = \frac{M_{x\,max}}{W_x}, \quad (2)$$

M_x – изгибающий момент,

$$M_x = P_{рез} \cdot L, \quad (3)$$

где $P_{рез}$ - изгибающая сила, Н.

Изгибающая сила

$$P^2_{рез} = P^2_1 + P^2_2, \quad (4)$$

$P_1=P_2$=5-8 кг;

Принимаем $P_1=P_2$=8 кг

$P^2_{рез}$=64+64=128кг^2;

$P_{рез}$=11,3кг;

M_x=11,3·2,5 мм=28,25кг·мм;

W_x– осевой момент сопротивления,

$$W_x = \frac{\pi \cdot d^3}{32}, \quad (5)$$

где d – диаметр опасного сечения, d= 1,5 мм.W_x=3,14·3,38мм^3/32=0,33мм^3;

$$\sigma = \frac{28{,}25 кгмм}{0{,}33 мм^3} \approx 85{,}61 \frac{кг}{мм^2}$$

В результате расчетов было получено значение напряжения возникающее в материале под действием изгибающей нагрузки и равно оно $\sigma \approx 85{,}61 \frac{кг}{мм^2}$, что значительно меньше допустимого напряжения на изгиб $[\sigma]$=300 кг/мм^2 для титанового сплава марки ВТ1-00, из которого изготовлен дентальный имплантат. Условие прочности $\sigma \leq [\sigma]$ соблюдается, что позволяет судить о надежности разработанной конструкции дентального комплекса [1-3].

Литература

1. Трофимова Т.И. Курс физики : учеб. пособие / Т. И. Трофимова. - 23-е изд., стер. - М. : ИЦ «Академия», 2017. - 560 с.

2. Молотников В.Я. Механика конструкций : теоретическая механика : сопротивление материалов : учеб. пособие / В. Я. Молотников. - СПб. ; М. ; Краснодар : Лань, 2018. - 544 с.

3. Диевский В.А. Теоретическая механика : сб. заданий : учеб. пособие / В. А. Диевский, И. А. Малышева. - 4-е изд., стер. - СПб. ; М. ; Краснодар : Лань, 2018. - 192 с.

ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ШАРИКОВОГО УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА, ПРИМЕНЯЕМОГО В МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКЕ

А.В. Ребнев, В.М. Таран

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

На рис. 1 представлена каркасная деталь шарикового упорно-радиального подшипника.

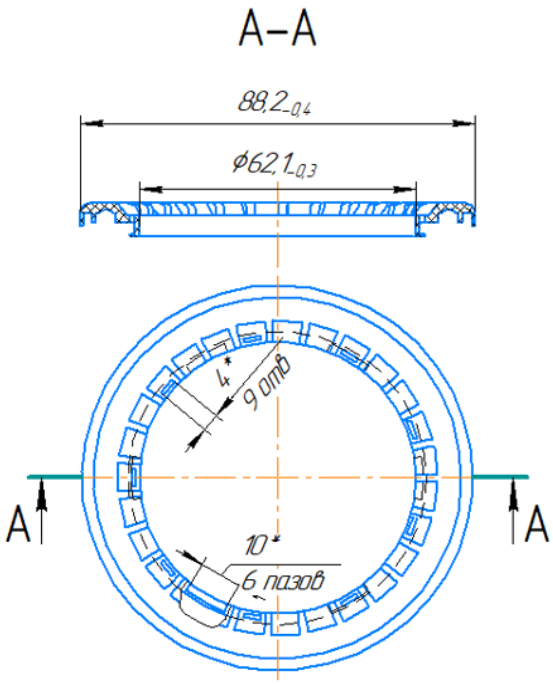


Рис.1. Каркасная деталь

Каркасная деталь подшипника изготовлена методом литья под давлением из материала – Армамид ПА СВ 30-2ТМЧ – 30% стеклонаполненный термостабилизированный полиамид ПА 6. Характерной особенностью данного

материала является его высокая устойчивость к истиранию, износу, разрыву и сгибаниям. Он может применяться в достаточно широком диапазоне температур: сохраняет стабильные физические свойства при высоких и низких температурах. Кроме того, данный материал отличается хорошей устойчивостью к воздействиям различных агрессивных сред и химически активных веществ: эфиры, спирты, масла, кетоны, щелочи, слабые кислоты. Предназначен для изготовления методом литья под давлением различных деталей и изделий конструкционного, антифрикционного и электротехнического назначения, применяемых в машиностроении и автомобилестроении, железнодорожном транспорте, электротехнике, электронике, приборостроении и в других отраслях. Серийно выпускается в натуральном белом и черном цвете в виде порошка [23].

Основные показатели детали:

- Плотность – 1150-1160 кг/м³.
- Твёрдость по Бринеллю – не менее 130 НВ.
- Предел прочности при сжатии – не менее 90 МПа.
- Предел прочности при изгибе – не менее 80 МПа.
- Относительное удлинение при разрыве – 10 %.
- Модуль упругости при сжатии – 2,0-4,0 ГПа.

Маршрутная карта изготовления шарикового упорно-радиального подшипника показана в таблице 1.

Таблица 1

Маршрутная карта изготовления шарикового упорно-радиального подшипника

№	Название операции	Оборудование
005	Автоматно-навивочная	Автомат навивочный РМП АН-1
010	Сварочная	

015	Термопластавтоматная	Термопластавтомат ВЛМ 150-М4
020	Термопластавтоматная	Термопластавтомат ВЛМ 150-М4
025	Контрольная	Стол контрольный
030	Шлифовальная	Шлифовальный полуавтомат РМП ТПК125
035	Промывка	Агрегат моечный РМП АМ-1
040	Сборка	Стол специальный
045	Контроль приемочный	Стол специальный
050	Упаковка	Стол специальный

Литература

1. Подшипники качения их преимущества и недостатки. [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://javacv.ru/vidi-poshipnikov-naznachenie/

2. Перель Л.Я. Подшипники качения: Расчет, проектирование и обслуживание опор: Справочник – М. Машиностроение 1983 г. 543 с.

МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕНЕНИЯ В СЕЛЕЗЕНКЕ ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ ПРИ СВЕТОВОМ ДЕСИНХРОНОЗЕ

А.Ю. Каретникова, Е.С. Терехина

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.В. Злобина

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Введение. Поддержание гомеостаза и слаженной работы всех органов и систем во многом регулируется циркадианными ритмами. Применение

искусственного освещения в ночное время увеличивает длительность светового воздействия на организм человека, что сопровождается изменениями в синхронизации биологических ритмов [1].

В настоящее время наблюдается повсеместное увеличение продолжительности светового дня, что может привести к развитию светового десинхроноза [2]. Внешние воздействия, вызывающие нарушения естественных регуляторных механизмов, являются риском развития заболеваний эндокринной, иммунной, нервной, сердечно-сосудистой систем [3-5].

Иммунная система имеет большое значение в функционировании организма, она первая реагирует на различные повреждающие факторы. Непосредственное участие в формировании иммунной защиты принимает самый большой периферический орган иммуногенеза – селезенка [6]. Однако до настоящего времени не проводилось исследований морфофункционального состояния органов иммунной системы под влиянием светового десинхроноза. Перечисленные нерешенные задачи обуславливают важность и необходимость дальнейшего исследования.

Цель: исследовать морфофункциональное состояние селезенки белых крыс-самцов под воздействием светового десинхроноза.

Материал и методы. Исследование проведено в соответствии с Женевской конвенцией, Хельсинской декларацией о гуманном отношении к животным на базе научно-исследовательской лаборатории кафедры гистологии ФГБОУ ВО Саратовского государственного медицинского университета им. В.И. Разумовского.

Эксперименты проводились на беспородных белых крысах-самцах, которые были разделены на три группы: 1 контрольную и 2 опытных. Экспериментальные группы подвергались световому воздействию с использованием круглосуточной модели освещения Light Light

(интенсивностью 300 лк в светлое и 500 лк – в темное время суток) на протяжении 1-х и 10-х суток [7].

После выведения животных из эксперимента образцы селезенки изымались, фиксировались формалином. Гистологические срезы готовили по стандартной методике, окрашивали гематоксилином и эозином.

Морфологические и морфометрический анализ проводили с использованием микровизора mVizo-103, оценивая следующие параметры: площадь лимфоидного фолликула, количество центров размножения и иммунобластов в Т- и В- зонах, площади периартериальной лимфоидной муфты и В-зависимой зоны белой пульпы. Статистическую обработку проводили с помощью программы «STATISTICA 10» (StatSoft®, США).

Результаты. В ходе проведенного морфологического и морфометрического исследования установлено, что на 1 сутки эксперимента происходило достоверное увеличение площади лимфоидного фолликула, периартериальной лимфатической муфты и В-зависимой зоны, количества реактивных центров и иммунобластов в Т- и В- зависимых зонах по сравнению с контрольными данными.

На 10-е сутки эксперимента наблюдалось статистически значимое увеличение всех морфометрических показателей относительно значений контроля, однако количество герминативных центров снижалось. Такие показатели как площадь лимфоидного фолликула, В-зоны, количество центров размножения имели тенденцию к снижению в сравнении с 1-ми сутками. В тоже время показатели площади периартериальной муфты и количества иммунобластов в Т- и В-зависимых зонах достоверно снижались относительно данных 1-х суток.

Обсуждение. При длительном световом воздействии на сетчатку развивается стрессовая реакция, которая приводит к выделению мелатопсина – нейромедиатора, подавляющего выработку мелатонина [7]. Вследствие стойкой

нехватки гормона пинеальной железы происходит нарушение биологических ритмов и развитие мощной стресс-реакции, сопровождающейся увеличением в крови аденокортикотропного гормона (АКТГ), регулирующего синтез катехоламинов мозговым слоем надпочечников [8].

На 1-е сутки эксперимента происходит резкий выброс катехоламинов и активация стресс-реализующих систем, которые приводят к увеличению пролиферативной активности лимфоидных клеток. На 10-е сутки после круглосуточного освещения наблюдается частичное восстановление показателей, что обусловлено уменьшением концентрации катехоламинов [9].

Вывод. Под влиянием светового десинхроноза в селезенке выявлены обширные морфологические изменения, которые могут привести к развитию патологий иммунной системы и спровоцировать возникновение онкологических заболеваний.

Литература

1. Раппорт С.И, Чибисов С.М., Благонравов М.Л. Актуальные проблемы хронобиологии и хрономедицины (по материалам съезда) // Клиническая медицина. 2013. № 9. С. 71-73.

2. Лотош Т. А., Виноградова И. А., Букалев А. В., Анисимов В. Н. Модифицирующее влияние постоянного освещения на организм крыс в зависимости от сроков начала воздействия // Фундаментальные исследования. 2013. № 5. С. 308-313.

3. Анисимов В. Н., Виноградова И. А., Букалев А. В. и др. Световой десинхроноз и риск злокачественных новообразований у человека: состояние проблемы // Вопросы онкологии. 2013. Т. 59. № 3. С. 302-313.

4. Антонова В.М., Злобина О.В., Иванов А.Н., Бугаева И.О., Захарова Н.Б., Пучиньян Д.М. Морфофункциональное состояние почек в стадию

структурных нарушений светового десинхроноза в эксперименте // Современные проблемы науки и образования. 2017. № 1.

5. Журкин К.И., Злобина О.В., Иванов А.Н., Бугаева И.О. Изменения микроциркуляции и гемокоагуляции при экспериментальном световом десинхронозе // Тромбоз, гемостаз и реология. 2016. № 3 (67). С. 164-166.

6. Макалиш Т.П. Морфофункциональные особенности селезёнки при воздействии на организм факторов различного генеза // Таврический медико-биологический вестник. 2013. Т.16. №1. С. 265-269.

7. Anisimov V.N., Vinogradova I.A., Panchenko A.V. et al. Light-at-night-induced circadian disruption, cancer and aging // Current Aging Science. 2012. Vol.5. №3. P. 170-177.

8. Хоменко В.Г. Мелатонин – как продукт шишковидной железы в регуляции физиологических функций организма // Здоровье и образование в XXI веке. 2013. С. 33-36.

9. Порядин Г.В. Стресс и патология: методическое пособие: РГМУ. 2009. С. 23-25.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ ПРИ СОЗДАНИИ ЭНДОПРОТЕЗОВ

С.В. Телегин

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В медико-технической промышленности развитие научно-технического прогресса в области создания изделий нового поколения требуют совершенствования существующих и разработки принципиально новых

технологических процессов, направленных на повышение надежности и долговечности применяемых материалов, повышение их биологической совместимости. При этом финишные методы обработки материалов, формирующие физические, механические и химические характеристики поверхностного слоя, играют значительную роль.

В последнее время широко развивается направление создания новых медицинских внутрикостных эндопротезов, а также совершенствование уже существующих. Модернизация конструкции эндопротезов может осуществляться путем формирования различных покрытий на внутрикостной части протеза, в частности особый мировой интерес прикован к формированию металлокерамических оксидных покрытий на поверхности имплантатов [1].

Основным материалов при изготовлении конструкции эндопротезов является титан и сплавы на его основе. Данные материалы и сформированные на его поверхности металлокерамические покрытия относятся к наиболее востребованным материалам и покрытиям при изготовлении ответственных деталей, которые эксплуатируются в широком диапазоне знакопеременных циклических, динамических и статических нагрузок, и в зависимости от назначения подвержены воздействию окислительной среды.

С точки зрения биосовместимости и возможно проведения более качественной модификации поверхности предпочтительно использовать чистый титан ВТ1-00, который в отличие от своих сплавов не содержит вредных для живого организма легирующих добавок: алюминий, вольфрам и т.д. Но по механическим характеристикам он уступает сплавам на основе титана. Вследствие этого, более 5 % внедренных имплантатов отторгается из-за развития некроза костной ткани, возникающего при поверхностном разрушении, выкрашивании и проникновение металлических частиц в окружающие ткани организма, что также ограничивает срок применения современных имплантатов [1].

Из наиболее перспективных технологий формирования металлокерамических покрытий с высокими физико-механическими свойствами на изделиях из титана и его сплавов, является лазерная модификация поверхности [2, 3].

Металлокерамические покрытия, сформированные лазерным излучением на металлах, в основном с целью повышения их защитных свойств, износостойкости, а также для декоративной отделки, но в качестве функциональных покрытий внутрикостных имплантатов не рассматривались [3].

Формирование металлокерамических функциональных покрытий, обладающих повышенными физико-механическими характеристиками и развитой морфологией поверхности, требует проведения комплексных теоретических и экспериментальных исследований физико-механических и физико-химических характеристик формируемых покрытий, установление зависимости свойств от технологических режимов обработки и исходных свойств металлов и сплавов, используемых в качестве несущей конструкции имплантатов.

В связи с этим необходимо дальше более подробно производить исследования направленные на решения вопросов, связанных с повышением функциональных характеристик медицинских конструкций и эндопротезов.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5291.2018.4.

Литература

1. Цыганков, А. И. Состояние и развитие современных технологий обработки поверхности дентальных имплантатов / А. И. Цыганков // Вестник Пензенского государственного университета. – 2013. – № 2. – С. 112–117.

2. Лазерные технологии обработки материалов: современные проблемы фундаментальных исследований и прикладных разработок Под ред. В. Я. Панченко. М.: Физматлит, 2009.

3. Телегин С. В. Исследование морфологии поверхности титана, сформированной импульсной лазерной обработкой / С. В. Телегин, В.Н. Лясников // Вектор науки Тольяттинского государственного университета. 2013. № 3 (25). С. 270-272.

АНАЛИЗ НДС МОСТОВОГО ДЕНТАЛЬНОГО ПРОТЕЗА ПРИ ВЕРТИКАЛЬНОЙ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ НАГРУЗКЕ

В.Р. Архипов

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Известно [1…3], что частным решением проблемы лечения включенных дефектов зубных рядов является применение мостовых протезов. В большинстве случаев применяют металлокерамические, однако в последнее время всё шире в практику протезирования внедряются протезы из титана и его сплавов.

Важным вопросом в стоматологии является математическое моделирование для возможности прогнозирования механических характеристик конструкции протеза.

Цель работы: построить математические модели для титанового мостового протеза с опорой на имплантаты, методом конечных элементов определить напряженно-деформированное состояние для этих конструкций.

Исследование НДС проводилось в программе Fusion 360 на мост, изготовленный из сплава *Ti-6Al-4V*, плотность $4.43*10^{-6}$ кг/мм^3, с пределом прочности на растяжение 1034 МПа, нагрузка 150 Н, рис. 1-6.

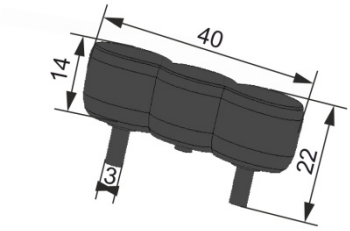


Рис.1. Размеры мостового протеза

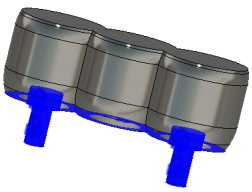


Рис.2. Точка зажима протеза

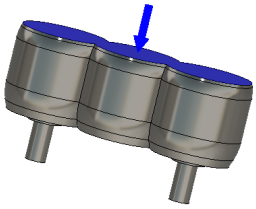


Рис.3. Точка нагрузки на протез

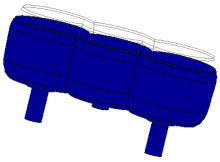


Рис. 4. Статическая деформация отн. ед., min 15, max 15

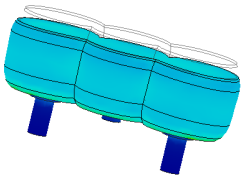


Рис. 5. Напряжения по Мизесу, min 9.285 МПа, max 9.133 МПа

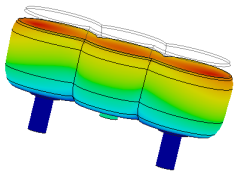


Рис. 6. Смещения, min 0 мм, max 1.118 мм

Для титанового протеза ВТ-1-00 значения напряжений по области протеза выше. При средних значениях жевательных нагрузок для сплава *Ti-6Al-4V* значения напряжений не превышают предела разрушения данных материалов.

Выводы: получены результаты распределения напряжений для мостового протеза под действием жевательной нагрузки. Показано, что с точки зрения механической прочности протез из сплава *Ti-6Al-4V* является предпочтительным.

Литература

1. Sailer I., Pjetursson B.E., Zwahlen M., Haemmerle C.H.F. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. Clinical Oral Implants Research, 18, 2007. – p. 86–96.

2. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии: монография. − Харьков: Форт, 2010. − 468 с.

3. Бодягина К.С., Павлов С.П. Улучшение механических характеристик мостовых дентальных протезов при помощи топологической оптимизации / Юность и Знания – Гарантия Успеха – 2016 / Курск: Юго-Зап. гос. ун-т, ЗАО «Университетская книга», 2016. − с. 244-248.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ БАНДАЖА КОЛЕННОГО СУСТВА

П.А. Мерзлякова

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет
имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

Коленный суста**в** имеет сложное строение, так как состоит из множества элементов. Это и связки, и мышцы, и сосуды, и хрящи. В формировании этого сустава участвуют несколько костей, поэтому его называют комплексным. Коленный сустав представляет собой крупный сустав из всего организма человека и принимает на себя большую часть нагрузки.

Строение коленного сустава особенное и подвержено большим нагрузкам. Следовательно, легко подвергается травмированию и различным патологиям. При повреждении этого сустава влечет за собой продолжительное

лечение, долгая реабилитация, а иногда это приводит и к инвалидности. Работа колена основана на шарнирном соединении, благодаря чему человек может сгибать, разгибать и вращать ногу. Все это возможно благодаря связочному аппарату.

Бандаж, как фиксатор коленного сустава является эффективным и самым распространенным способом защиты сустава и профилактики его заболеваний. Эта операция направлена на фиксацию и защиту колена как при нагрузках, так и в повседневном использовании. Задачей заявляемого технического решения является создание надежного бандажа неразъемной конструкции для фиксации и защиты коленного сустава, с защитными амортизирующими вставками из геля и фиксирующей ткани, которая позволяет надолго сохранить форму, при этом дышащее покрытие.

Фиксирующий бандаж имеет пластичный защитный наколенник анатомической формы, основной элемент в форме «лепестка» заполнен полимерным гелем с эффектом памяти, который существенно снижает давление и напряжение, бандаж состоит из эластичной, поддерживающей и дышащей ткани.

Цель работы: создание надежного бандажа неразъемной конструкции для фиксации и защиты коленного сустава, с защитными амортизирующими вставками из геля и фиксирующей дышащей ткани, которая позволяет надолго сохранить форму.

Материалы, которые применяют для бандажа, должны быть эластичными и комфортными при долгом использовании, а так же прочными. Элемент в форме «лепестка» заполнен гелем с эффектом памяти, фиксирующий бандаж (манжет) – это эластичная и прочная ткань разного плетения, элемент для наколенника – резиновый полимер.

Полимерный гель изготовлен из полутвердой субстанции на основе силикона, который имеет плотность, приближенную к плотности

человеческому телу. Такой материал обладает ударопоглощающими, амортизирующими качествами, обычно состав геля принимает анатомическую форма коленного сустава.

Модель бандажа и предлагаемое решение заключаются в создании надежной конструкции для защиты колена. Поставленная задача решается тем, что фиксирующий бандаж имеет пластичный защитный наколенник анатомической формы. Основной элемент в форме «лепестка» существенно снижает давление и напряжение, которым подвергаются ноги людей.

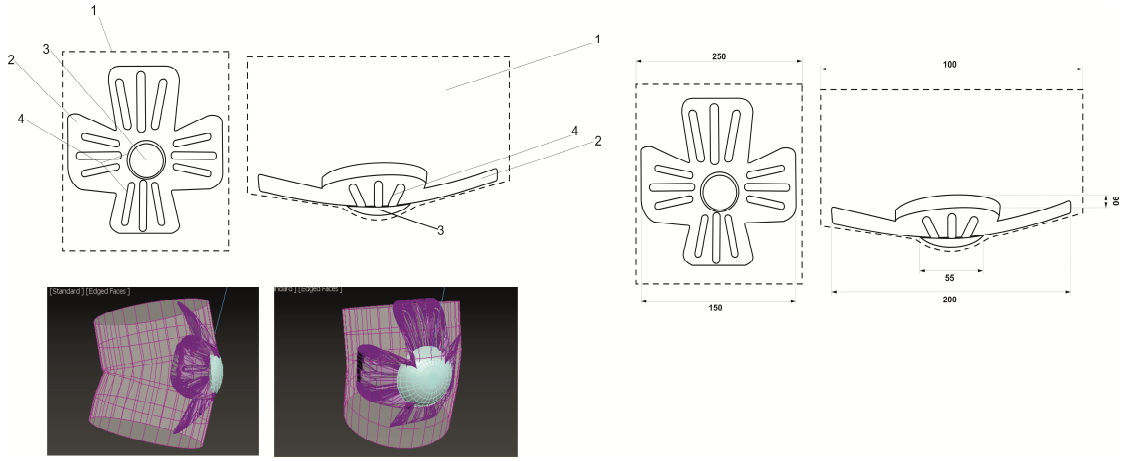


Рис.1. Основные виды бандажа с размерами

Размеры: 1 фиксирующий манжет – высота 250 мм, ширина 100 мм, 2 основной элемент – высота 200 мм, ширина 150 мм, толщина 9 мм, 3 круглый элемент защиты – диаметр 55 мм, толщина 7 мм. Задачей разработки является создание надежной фиксации и защиты колена. На рис. 1 показаны чертежи и проекции бандажа. Под номером 1 – фиксирующий манжет, состоящий 40% хлопок, 20% полиамид, 20% полиэстер, который плотно прижимает наколенник к суставу. Номер 2 – анатомический наколенник из силиконового материала холодной вулканизации «Симпа», который состоит из: 70% силикона, 30 % резинового полимера для прочности [6]. Номер 3 – элемент из резинового

полимера – каучук, для защиты коленной чашечки. 4 – сквозные элементы, которые делают бандаж пластичным и дышащим.

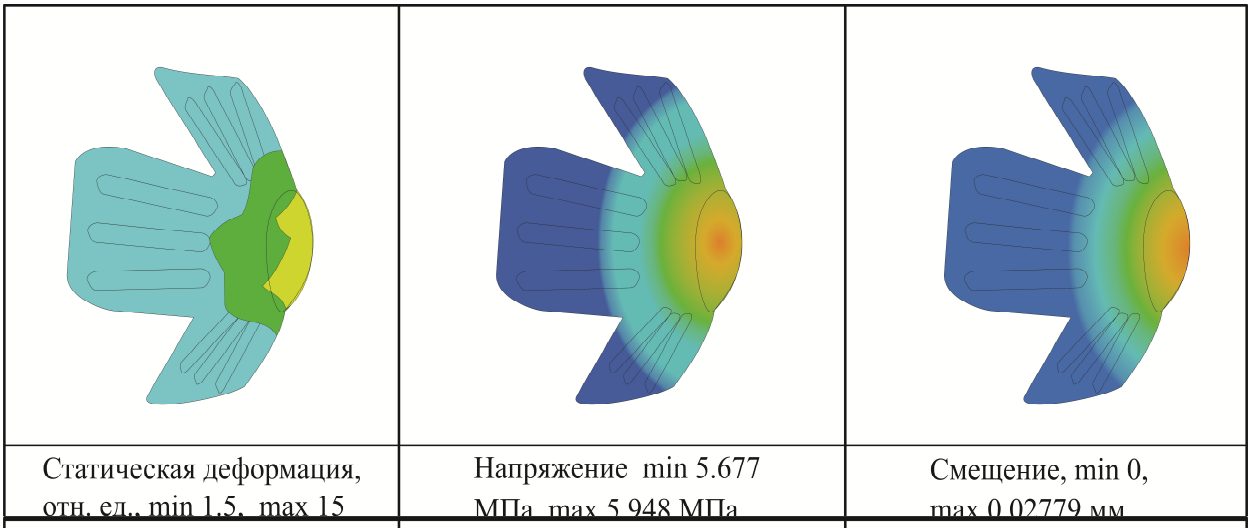


Рис. 2. Пример воздействия нагрузки

Расчет НДС проводился в программе Fusion 360 при нагрузке 980 Н на коленный бандаж, изготовленный из амортизирующегося геля, плотность 1100 кг/м3 с пределом прочности на растяжение 200 МПа. Результаты расчета модели протеза приведены на рис. 2. В результате исследования выяснилось, что конструкция не испытывала критического напряжения, а деформация практически отсутствовала.

Выводы: создана надежная конструкция защитного бандажа, чаша бандажа состоит из устойчивого геля, принимающего анатомическую форму коленного сустава.

Литература

1. Анатомия человека: учеб. для студ. инст. физ. культ. / под ред. Козлова В.И. - М.: Физкультура и спорт, 1978. – 503 с.

2. Сапин М.Р., Никитюк Д.К. Карманный атлас анатомии человека. М., Элиста: АПП Джангар, 1999. – 327 с.

3. Орлянский В., Головаха М.Л. Руководство по артроскопии коленного сустава. М.: Феликс, 2007. – 489 с.

4. Фарбер Б. С., Витензон А. С., Морейнис И. Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения. М.: ЦНИИПП, 1994. – 645 с.

5. Кужекин А. П. Конструкции протезно-ортопедических изделий. М.: Легкая и пищевая промышленность, 1984. – 240 с.

6. Трезубов В.Н. Клиническая стоматология: учебник – М.: Оникс, 2015. – 389 с.

МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

Х.А. Саргсян, С.Э. Дубровина

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет имени Ю.А. Гагарина, г. Саратов

Известно, что эндопротезирование сустава – это операция по замене компонентов сустава имплантатами, имеющими анатомическую форму здорового сустава и позволяющие выполнять весь объём движений. Металлические эндопротезы изготавливают из нержавеющих стальных сплавов. Они фиксируются в костном ложе по посадке с натягом или посредством клеевого соединения, представляющего собой костную муку и акриловый полимер. Эти материалы должны обладать хорошей износостойкостью и легко поддаваться обработке, для достижения хорошего сопряжения компонентов протеза [1-4].

Известный сплав из смеси титана и золота может быть использован для изготовления надежных медицинских имплантатов. Сплав может быть использован для изготовления надежных и долговечных голеностопных имплантатов. Материал показывает достаточно большую твердость среди всех титаново-золотых сплавов и соединений, а также в сравнении со многими другими сплавами.

Новый сплав в четыре раза прочнее чистого титана, который на сегодняшний день является основным материалом для изготовления имплантатов в медицине и стоматологии.

Новый сплав прочнее чистого титана, который является основным материалом для изготовления имплантатов. Конструкция прототипа приводит к металлозу и нестабильности эндопротеза.

Цель работы: усовершенствование конструкции эндопротеза голеностопного сустава.

Для изготовления эндопротеза ранее использовалась нержавеющая сталь ASTM F75 (кобальт-хром-молибдено-никелевый сплав). Нами предлагаются следующие изменения: 1) заменить металлические составные части имплантата на сплав золото-титан в пропорции 1:3; 2) выполнить ножку эндопротеза с наружной резьбой для достижения лучшего сопряжения с костной тканью.

Далее нами был проведен виртуальный анализ созданной модели, который позволил провести оценку напряженно-деформированного состояния составных элементов эндопротеза при нагрузке 700 Н, рис.1-2. По результатам исследования НДС в элементах модели выявлено наибольшее смещение, составляющ 1.202 $*10^{-4}$ мм, наибольшее напряжение по Мизесу 36.83 МПа, наибольшая статистическая деформация 15, рис.3-5.

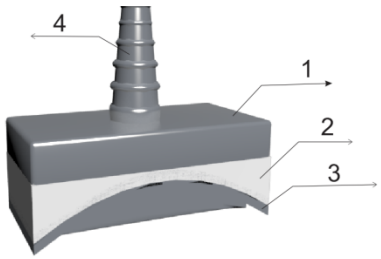


Рис. 1. Эндопротез, где: 1- верхняя поверхность, 2- полиэтиленовый вкладыш, 3- нижняя поверхность, 4 - наружная резьба

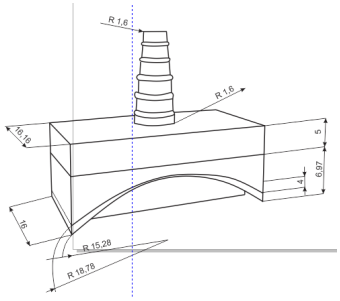


Рис. 2. - Размеры энтропротеза голеностопного сустава



Рис.3. Статистическая деформация, отн. ед., min 15 max 15

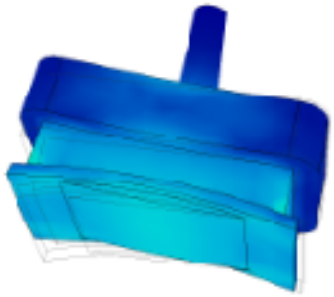


Рис.4. Напряжение по Мизесу, min 2.797 *10^{-4} МПа, max 36.83 МПа

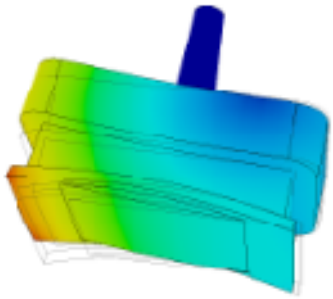


Рис.5. Смещение, min 0мм, max 1.202 *10^{-4} мм

Вывод: усовершенствован эндопротез голеностопного сустава, предназначенный для замены поврежденного сустава искусственным аналогом. Сплав титан-золото конструкцию более прочной, тем самым увеличивая срок его службы. Добавление наружной резьбы на ножке верхней поверхности эндопротеза улучшает сопряжение с костной тканью.

Литература

1. Эндопротезирование суставов. - 2010. [Электронный ресурс]. URL: http://www.orthoscheb.com/Page.aspx?page=./28209/28223/29160.

2. Патент РФ № 2283069 от 10.04.2005. Голеностопный эндопротез / Кофед Хакон, Келлер Арнольд. - № 2283069, опубл. 10.06.2007.

3. Мельников В.В., Пичхидзе С.Я. Усовершенствование эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2016. – 3с.

4. Василенко А.А., Абдуризаков Н.С., Пичхидзе С.Я. Модернизация эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2017. – 2с.

5. Патент РФ № 2283069, A61F2/42. Голеностопный эндопротез / Кофед Хакон, Келлер Арнольд. - № 2283069, заявл. 10.04.2005, опубл. 10.06.2007.

МЕТОДОЛОГИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОИНЕРТНЫХ МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКИХ ПОКРЫТИЙ В МЕДИЦИНЕ СФОРМИРОВАННЫХ ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

С.В. Телегин

Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

На качества покрытий медико-технических изделий, в частности эндопротезов, оказывают влияние его функциональные характеристики: морфология поверхностного слоя, гранулометрических состав, химический элементный и фазовый составы, а также механические свойства. В связи с этим актуальным является разработка методологии исследования влияние режимов лазерной обработки покрытий на указанные параметры [1].

Формирование металлокерамических функциональных покрытий, обладающих биосовместимостью и способностью к интеграции с тканями организма, требует проведения комплексных теоретических и экспериментальных исследований физико-механических и физико-химических характеристик формируемых покрытий, установление зависимости свойств от

технологических режимов обработки и исходных свойств металлов и сплавов, используемых в качестве несущей конструкции эндопротезов [3].

На основе проведенного теоретико-экспериментального исследования установлена возможность образования металлокерамических соединений на основе титана методом импульсной лазерной обработки. Были определены режимы модификации, при использовании которых происходит функциональных характеристик изделий.

В качестве материала основы, служащего в качестве подложки при образовании металлокерамических биоинертных покрытий, используются прямоугольные пластины из титана ВТ1–00 (ГОСТ 19807-91) размерами 10×10×2 мм. Подготовка образцов для исследования осуществляется путем получения параметров шероховатости на уровне Ra≈0,10 – 0,15 мкм; Rz≈0,4 – 0,8 мкм. Далее производится промывка и обезжиривание в ультразвуковой ванне, например, модель УЗВ2-0,16/37. После завершения предварительной подготовки образцов следует импульсная лазерная обработка (ИЛО) на Nd:YAG-лазерном технологическом комплексе «LRS-50» с длиной волны 1,064 мкм [3, 4].

Первым этапом проведения исследований является изучение и анализ морфологии поверхностного слоя при использовании металлографического, растрового электронного и атомно-силового микроскопов. Анализ данных изображений будет заключаться в определении равномерности сформированных покрытий, гранулометрическом анализе.

При использовании оптического микроскопа вследствие сильной гетерогенности поверхности на образцах морфология изучается при увеличении 500-1000 крат, обеспечивающем необходимую фокусировку поверхности образцов и выявление элементов различного размера 0,5 до 167 мкм. Поверхность каждого из 3 – 5 образцов одной серии экспериментов фотографировалась в 3 – 5 участках (центр, средняя часть и периферия), при

этом поле зрения по горизонтали составляет 90-165 мкм, которое далее задается в программном анализаторе изображений «Металлограф». Цветные изображений оптической микроскопии преобразуются в монохромные изображения, так что светлые участки изображений соответствовали выступам, темные – впадинам. С помощью программы, полученные монохромные изображения статистически обрабатываются с дальнейшим расчетом средних арифметических значений и дисперсий размеров микроэлементов, а также построением графиков их распределения и выявлением условий получения наилучшей гетерогенности морфологии [3].

Шероховатость поверхности оценивается путем проведения профилометрических исследований при использовании профилометра-профилографа по стандартным параметрам на микрометровом уровне Ra, Rz, Rmax, Sm и на нанометровом уровне с помощью сканирующего атомно-силового мультимикроскопа СММ 2000.

Количество микрочастиц на поверхности покрытий связано с параметрами шероховатости. Для выявления данной зависимости используется модифицированная взаимосвязь параметров, определяющая относительную шероховатость покрытий Θ и показывающая, что, чем выше значение данной величины Θ, тем больше морфологическая гетерогенность покрытия. Относительная шероховатость определяется по формуле [1, 2]:

$$\Theta = \frac{2\xi \cdot R_a + (1-\xi)\cdot R_{\max}}{S_m},$$

где ξ – доля частиц малого размера, определяемая экспериментально по результатам статистической обработки фотографий поверхности покрытий.

По результатам проведенного эксперимента строятся зависимости относительной шероховатости Θ, однородности микрорельефа (равномерность морфологии) Rz/Rmax, а также сглаженность микрорельефа Rz/Sm покрытий от режимов лазерной модификации титановой поверхности.

Следующим этапом исследований является измерения механических характристик покрытий. Проводится исследование макро- и микротвердости при использовании твердомеров по Роквеллу и Виккерсу. Измерение макротвердости позволяет судить о общей твердости готовых изделий с покрытием. Измерение микротвердости производилось в соответствии с требованиями ГОСТ 9450-76 «Измерение микротвердости вдавливанием алмазных наконечников» под нагрузкой индентора Виккерса равной 1,96 Н и выдержке 15 секунд с использованием микротвердомера модели HVS-1000B, оснащенного видеоизмерительной системой SP-5. Средняя микротвердость формируемых металлокерамических покрытий оценивалась по 5 точкам. Анализ результатов микротвердости позволяет говорить о вкладе сформированного покрытия на твердость изделия, а также позволяет при исследование микротвердости на поперечных микрошлифах узнать значение твердости по глубине покрытия [3].

Прочностные характеристики выявляются при использовании универсальной испытательной разрывной машины по стандартной методике. Изготавливаются плоские образцы размерами 45×20×2 мм. Формировались исследуемые покрытия и образцы подвергались разрыву с выявлением основных прочностных характеристик: предел пропорциональности σпц, текучести σт, временное сопротивление (предел прочности) σв, относительного удлинения и относительное сужение после разрыва.

Так как покрытия применяются в медицинской промышленности, то необходимо произвести исследование химического элементного состава покрытий. Анализ результатов исследования позволит судить о наличие либо отсутствии вредных и неблагоприятных элементов, которые могут оказать пагубное влияние на функциональные характеристики как покрытия, так и изделия в целом. Для исследования химического элементного состава металлокерамических покрытий можно использовать метод

энергодисперсионный рентгенофлуоресцентный анализ (ЭДРФА), например, с использованием детектора INCA PentaFETx3. Данным метод относится к одному из современных спектроскопических методов исследования материалов с целью определения его элементного состава, основанный на возбуждении характеристического рентгеновского излучения атомов элементов, содержащихся в анализируемом образце, и регистрации вторичного флюоресцентного излучения полупроводниковым детектором. Автоматически идентифицируются спектральные линии, соответствующие содержащимся в исследуемом образце химических элементов, и определяются интенсивности этих линий. При этом интенсивность линии пропорциональна концентрации элемента, измеряемая в атомных процентах (погрешность ±5 %) [4].

Для выявления фазово-структурного состояния используется метод рентгено-фазовый анализ (РФА) на монокристальном рентгеновском дифрактометре. Основной задачей рентгенофазового анализа является идентификация различных фаз в смеси кристаллических веществ на основе создаваемой ими дифракционной картины [4].

Все перечисленные выше методы и способы исследования характеристик покрытий для изделий медицинской техники является начальным и большим базовым этапом при выявлении функциональных характеристик исследуемых покрытий. На этом этапе, если какой-либо результат не будет удовлетворять требованиям, производится анализ влияние факторов и вносятся корректировки в режимы технологического процесса формирования покрытий. Затем весь этот этап производится заново.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5291.2018.4.

Литература

1. Лепилин А.В., Лясников В.Н, Смирнов Д.А., Зуев Ю.А., Горчакова Н.С. Комплексный подход к биомеханике имплантата // Современные проблемы имплантологии: Сб. научн. статей 6-й Междунар. конф. – Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2002. – С. 29-30.

2. Родионов И.В., Бутовский К.Г. Структурно-функциональные характеристики термических и электрохимических оксидных биопокрытий медицинских костных имплантатов / Materiały II Międzynarodowej naukowi-praktycznej konferencji «Perspektywiczne opracowania nauki i techniki – 2007». Przemyśl, Polska: Nauka i studia. Tym 12. S. 15-19.

3. Телегин С. В. Исследование морфологии поверхности титана, сформированной импульсной лазерной обработкой / С. В. Телегин, В.Н. Лясников // Вектор науки Тольяттинского государственного университета. 2013. № 3 (25). С. 270-272.

4. Телегин С.В. Анализ химического и фазово-структурного состава поверхности титана после импульсной лазерной обработки / С.В. Телегин, В.Н. Лясников, И.Ю. Гоц // Вестник Саратовского государственного технического университета. - 2015. - № 1 (80). – Т. 3. - С. 97-101.

Научное издание

АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ

Сборник материалов
VIII Всероссийской молодежной научной конференции

Редактор Л.А. Скворцова

Компьютерная верстка Т.В. Семеновой

Подписано в печать 20.11.18 Формат 60×84 1/16
Бум. офсет. Усл. печ. л. 39,25 Уч.-изд. л. 36,5
Тираж 200 экз. Заказ 52
Саратовский государственный технический университет
410054, Саратов, Политехническая ул., 77
Отпечатано в ООО «Издательский дом ”Вариа”«,
410076, г. Саратов, ул. Чернышевского, д. 120А.
Тел.: (8452) 24-95-70, 23-32-76. e-mail: poligrafsan@yandex.ru