



имени
Гагарина Ю.А.

СОВРЕМЕННЫЕ БИОИНЖЕНЕРНЫЕ И ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ

Сборник материалов
Всероссийской молодежной
научной конференции



13-15 октября 2014 г.
г. Саратов

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

**СОВРЕМЕННЫЕ БИОИНЖЕНЕРНЫЕ
И ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ**

**Сборник материалов
Всероссийской молодежной научной конференции**

Москва
ПРОНДО
2014

УДК 57.089; 616-7; 573.6
ББК 28.0; 30.3; 30.615
С56

Ответственный редактор:

Заслуженный деятель науки РФ, доктор технических наук, профессор,
зав. кафедрой «Физическое материаловедение и технология новых материалов»
Саратовского государственного технического университета
имени Гагарина Ю.А.
В.Н. Ляников

С 56 Современные биоинженерные и ядерно-физические технологии в медицине:
сборник материалов Всероссийской молодежной научной конференции. 13-15 октября
2014 г. – М.: Прондо, 2014.– 440 с.

ISBN 978-5-905463-74-7

В сборнике представлены материалы Всероссийской молодежной научной конференции «Современные биоинженерные и ядерно-физические технологии в медицине», проходившей 13-15 октября 2014 года при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 14-33-10160 мол_г в Саратовском государственном техническом университете имени Гагарина Ю.А. в соответствии с приказом СГТУ № 699-П от 27.08.2014.

Основными целями молодежной научной конференции и конкурса в ее рамках являлись выявление наиболее одаренных и талантливых молодых ученых в области биоинженерии и связанных с ней прикладных дисциплин, закрепление и укрепление знаний и умений, полученных в процессе теоретического и профессионального обучения, дальнейшее совершенствование мастерства молодых ученых.

Сборник предназначен для широкой аудитории читателей, в частности студентов, аспирантов, магистрантов, молодых ученых, интересующихся проблемами биоинженерии.

Организационный комитет:

проф. Сытник А.А., проф. Ляникова А.В., проф. Бровкова М.Б.,
проф. Гороховский А.В., проф. Ляников В.Н., проф. Гусаров В.В.,
проф. Барабаш А.В., проф. Шаповалов В.В., проф. Пичугин В.Ф.,
проф. Скрипаль А.В., проф. Фетисов Г.П., проф. Безручко Б.П.,
проф. Елинсон В.М., проф. Масляков В.В., проф. Сеницын Н.И.,
проф. Вениг С.Б., проф. Белашова И.С., доц. Дралина О.И., проф. Барабаш Ю.А.,
проф. Каменских Т.Г., проф. Лепилин А.В., проф. Сироткин О.С.,
проф. Перинский В.В., проф. Севостьянов В.П., проф. Булкина Н.В.,
доц. Островская Л.Ю., доц. Суетенков Д.Е., проф. Мещанов В.П.,
доц. Дударева О.А. (отв. секретарь).

**Сборник подготовлен и издан при финансовой поддержке РФФИ
в рамках научного проекта № 14-33-10160 мол_г**

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

УДК 57.089; 616-7; 573.6
ББК 28.0; 30.3; 30.615

© Саратовский государственный
технический университет
имени Гагарина Ю.А., 2014
© Авторы статей, 2014

ISBN 978-5-905463-74-7

СОДЕРЖАНИЕ

РАЗРАБОТКА, ИЗГОТОВЛЕНИЕ И ПРИМЕНЕНИЕ ТИБИАЛЬНОГО КОМПОНЕНТА АРТИКУЛИРУЮЩЕГО СПЕЙСЕРА КОЛЕННОГО СУСТАВА С.П. Шпиняк.....	10
ИЗУЧЕНИЕ АДГЕЗИВНЫХ СОЕДИНЕНИЙ В РЕСТАВРАЦИОННОЙ СТОМАТОЛОГИИ: IN VITRO И IN VIVO ЭКСПЕРИМЕНТЫ О.А. Шляпкинова, Н.О. Бессуднова, А.Н. Грибов, А.В. Садовников, Э.А. Генина	14
БИОСОВМЕСТИМАЯ МОДЕЛИРУЮЩАЯ КОНСТРУКЦИЯ ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ ВРАЧЕЙ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНЫМ МЕТОДАМ ОПЕРАТИВНОЙ ГИНЕКОЛОГИИ И.И. Чельшева, К.В. Петрова, Д.В. Пензева.....	20
МОНИТОРИНГ И СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ АНЕСТЕЗИИ С.А. Карпицкая.....	24
ПРИМЕНЕНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ МЕХАНИЗМА ГОМЕОСТАЗА СОСУДОВ О.А. Гришина	28
ВЛИЯНИЕ ФАЗОВОГО СОСТАВА НА МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА И МОДУЛЬ УПРУГОСТИ МЕДИЦИНСКОГО СПЛАВА Ti-15Mo Ф.Г. Сулейманов, С.А. Гатина.....	31
ВОССТАНОВЛЕНИЕ ФОРМЫ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПО АВТОДИННОМУ СИГНАЛУ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ЛАЗЕРА С ПОМОЩЬЮ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЙ Ю.Н. Гаврюшина.....	37
ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА СТУДЕНТОВ В ПЕРИОД ЭКЗАМЕНАЦИОННОЙ СЕССИИ Е.И. Коваленко	41
ВЫДЕЛЕНИЕ ЭПИЛЕПТИФОРМНОЙ АКТИВНОСТИ НА ОСНОВЕ ОЦЕНКИ СТАРШЕГО ЛЯПУНОВСКОГО ПОКАЗАТЕЛЯ ПО РЕАЛИЗАЦИИ ЭЭГ Т.М. Голова.....	45
СПОСОБ ФОРМИРОВАНИЯ СЕРЕБРОСОДЕРЖАЩЕГО БИОСОВМЕСТИМОГО ПОКРЫТИЯ К.С. Пятакова, Е.Д. Перинская	48
СПЕКТРАЛЬНАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ ДИМЕРОВ УРАЦИЛ-ЦИТОЗИН В КОНДЕНСИРОВАННОМ СОСТОЯНИИ С.Д. Бекешев, П.М. Элькин, В.В. Смирнов, О.М. Алыкова	52
АНАЛИЗ ОСОБЕННОСТЕЙ ПЕРЕВОДА ТЕРМИНОВ В СФЕРЕ БИОТЕХНОЛОГИЙ С РУССКОГО ЯЗЫКА НА АНГЛИЙСКИЙ Р.Р. Морозова, О.В. Чувашова, Ю.М. Брумштейн.....	56
К ВОПРОСУ ОБ ОБНАРУЖЕНИИ И ИДЕНТИФИКАЦИИ СЛЕДОВЫХ КОЛИЧЕСТВ НАРКОТИЧЕСКИХ ВЕЩЕСТВ Г.К. Лобачева, И.Н. Мельников, Д.В. Кайргалиев, А.А. Симоганова.....	61
МОДЕЛИРОВАНИЕ АДИАБАТИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ МОНОГИДРОКСИИЗОФЛАВОНОВ А.М. Лихтер, Т.А. Егоренкова, О.Н. Гречухина	68
СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ ВОЗМОЖНЫХ ПОДХОДОВ К ОЦЕНКЕ КАЧЕСТВА РЕАБИЛИТАЦИИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ Ю.М. Брумштейн, Ю.Ю. Резвых, Ю.Н. Водопьянова, В.А. Мазеев, Р.Р. Ибрагимов ...	76

СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В ЗАДАЧАХ МНОГОВАРИАНТНОГО ВЫБОРА	
М.С. Фролова, И.А. Толстухин	81
СИНТЕЗ ПОРИСТЫХ МЕМБРАННЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ Al_2O_3 МАТРИЦ ДЛЯ СИСТЕМ ФИЛЬТРАЦИИ БИМЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ	
Д.Л. Шиманович, Д.И. Чушкова	88
ТКАНЕВАЯ БИОСОВМЕСТИМОСТЬ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ МАГНИЯ	
С.Н. Павлинич	92
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ И КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ	
А.Н. Маркашов, А.Н. Сорокин	93
МЕТОД СИНТЕЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ СИСТЕМ, ОСНОВАННЫЙ НА РАЗВИТИИ БАЗОВОЙ СТРУКТУРЫ ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ	
Л.Г. Акулов	96
ИССЛЕДОВАНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ СТРУКТУРНОГО СОСТОЯНИЯ ФТОРОПЛАСТА-4 ПОСЛЕ ВЗРЫВНОЙ ОБРАБОТКИ ПЛОСКОЙ УДАРНОЙ ВОЛНОЙ	
А.Э. Герасимук	100
СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ МУЛЬТИФРАКТАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ОЦЕНКИ КРАТКОВРЕМЕННЫХ СИГНАЛОВ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА	
В.И. Борисов, А.Ю. Долганов, А.А. Григорьева	104
ЗАМЕДЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ В БИМЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ	
И.В. Колосов, Р.Э. Логачев	108
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	112
МОДЕЛИРОВАНИЕ АППАРАТОВ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ ДЛЯ ЧРЕСКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА КОСТЕЙ ПРЕДПЛЕЧЬЯ	
А.С. Бубнов, М.Э. Пусева, И.А. Галкин	117
ТЕХНОЛОГИЯ ПОЛУЧЕНИЯ КОМПОЗИТОВ НА ОСНОВЕ ПОЛИСУЛЬФОНОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ	
А.А. Андреева	129
БИОСОВМЕСТИМЫЕ ПОКРЫТИЯ	
А.Е. Бунтин	132
АНТИАДГЕЗИВНЫЙ ПОТЕНЦИАЛ ПОВЕРХНОСТНО-АКТИВНЫХ ВЕЩЕСТВ <i>ACINETOBACTER CALCOACETICUS</i> IMB B-7241, <i>RHODOCOCUS ERYTHROPOLIS</i> IMB AC-5017 И <i>NOCARDIA VACCINII</i> IMB B-7405	
К.А. Береговая, Е.В. Панасюк, И.В. Савенко	134
АНТИМИКРОБНОЕ ДЕЙСТВИЕ ПОВЕРХНОСТНО-АКТИВНЫХ ВЕЩЕСТВ <i>NOCARDIA VACCINII</i> IMB B-7405	
И.В. Савенко, Е.В. Панасюк, К.А. Береговая	138
АНАЛИЗ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НЕОДНОРОДНЫХ ФАНТОМОВ С РАЗЛИЧНОЙ ТЕМПЕРАТУРОЙ	
А.С. Сеницын, Н.М. Богатов	142
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОМАТЕРИАЛОВ	
М.А. Ефремов, С.Е. Суржикова	146

ТЕХНОЛОГИЯ СНИЖЕНИЯ ПОВЕРХНОСТНОЙ ПОРИСТОСТИ ИЗДЕЛИЙ ИЗ КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ НА ОСНОВЕ УГЛЕСИТАЛЛА А.А. Каплей, К.К. Скрипаченко, В.А. Кошуро, С.Я. Пичхидзе.....	150
БИОРЕЗОНАНСНАЯ ДИАГНОСТИКА ОРГАНИЗМА ПО МЕТОДУ ФОЛЛЯ. МЕТОДИКА ВЫЯВЛЕНИЯ ПАРАЗИТОВ М.Н. Большакова.....	152
СПОСОБ АНАЛИЗА ШУМОВОЙ СОСТАВЛЯЮЩЕЙ СИНГУЛЯРНОГО РАЗЛОЖЕНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА О.В. Шаталова, Яа Зар До.....	157
НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ АНАЛИЗА РЕЗУЛЬТАТОВ РТМ-ДИАГНОСТИКИ Ю.В. Казакова.....	161
МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ ЯДЕРНОГО СПОСОБА ПРОИЗВОДСТВА РАДИОНУКЛИДОВ В ПАКЕТЕ GEANT4 А.В. Белоусов, А.А. Калачев, Г.А. Крусанов	163
ОПЫТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ ПРИ АЛЛЕРГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ А.Д. Гормакова.....	167
РАЗВИТИЕ РОЛИ РАДИОНУКЛИДНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В МЕДИЦИНЕ А.А. Николаева, М.А. Колыванова.....	170
ОЦЕНКА РАДИАЦИОННОГО ВЗВЕШИВАЮЩЕГО ФАКТОРА ТОРМОЗНЫХ ФОТОНОВ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ А.В. Белоусов, А.А. Калачев, Г.А. Крусанов	174
МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ В ПАКЕТЕ MATLAB Т.В. Рощина.....	178
ТЕХНОЛОГИИ СТЕРИЛИЗАЦИИ КОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ А.А. Николаева.....	181
ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ В СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ РАДИОХИРУРГИИ И РАДИОТЕРАПИИ А.В. Белоусов, А.А. Николаева, М.А. Колыванова.....	184
ПОСТРОЕНИЕ АППАРАТНОЙ ФУНКЦИИ ГАММА-КАМЕРЫ ДЛЯ ИДЕНТИФИКАЦИИ АКТИВНОСТЕЙ РФП У ПАЦИЕНТОВ О.П. Александрова, А.Н. Клёпов.....	189
СТАБИЛОГРАФИЧЕСКАЯ МЕТОДИКА ОТБОРА ГИМНАСТОВ ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ НА ОСНОВЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ О.В. Баулина.....	193
ДВУХВОЛНОВОЙ МЕТОД КОНТРОЛЯ ПРОЦЕССА ГЕМОДИАЛИЗА О.С. Степанова.....	199
ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ОБОСНОВАНИЯ ВНУТРИСОСУДИСТОЙ БРАХИТЕРАПИИ РАКА ПЕЧЕНИ МИКРОСФЕРАМИ, МЕЧЕННЫМИ ⁹⁰ Y О.П. Александрова, А.Н. Клёпов, Е.В. Снигирев, Ю.А. Кураченко	203
АЛГОРИТМ СЕЛЕКЦИИ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН ДЛЯ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ОЦЕНКИ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЕМОГЛОБИНОВ КРОВИ С.И. Сарычева.....	208
МНОГОКАНАЛЬНАЯ БЕСКОНТАКТНАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПРОЦЕССОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА Е.О. Путилин	212
ИОННАЯ ЛИТОГРАФИЯ БЕЗ ЗАЩИТНЫХ ПОКРЫТИЙ	

Р.Ю. Богачев, Е.Д. Перинская.....	217
МОНИТОРИНГ СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРОВ СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ НА ПРЕДПРИЯТИЯХ МИНЕРАЛЬНО- СЫРЬЕВОГО КОМПЛЕКСА	
А.М. Гришина, И.В. Грызунова, Л.М. Кемасьо, В.А. Ерофеев, В.В. Грызунов	222
БИОТЕХНОЛОГИЧЕСКОЕ ФОРМИРОВАНИЕ НАНОЧАСТИЦ СЕЛЕНА	
Т.С. Ситникова, Я.Б. Древко, А.М. Буров.....	227
ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ЭФФЕКТИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЯ РАЗВИТИЯ ЗУБОВ	
П.В. Никифоров, А.В. Гоголева.....	231
СПОСОБЫ ПОВЕРХНОСТНОГО УПРОЧНЕНИЯ И СТАБИЛИЗАЦИЯ ДЕТАЛЕЙ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В МЕДИЦИНЕ	
Н.В. Григорьева, М.М. Журавлев, О.П. Решетникова	239
ПОЛЯРИЗАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ IN-VITRO ОБРАЗЦОВ ЭПИДЕРМИСА ЧЕЛОВЕКА: ОСНОВНЫЕ ОСОБЕННОСТИ И ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ	
М.В. Алонова, Е.А. Исаева, А.А. Исаева, Д.А. Зимняков, О.В. Ангельский, С.Б. Ермоленко, П.В. Ивашко	244
ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК ДАВЛЕНИЯ, ОСНОВАННЫЙ НА ИСПОЛЬЗОВАНИИ ФИЗИЧЕСКОГО ЭФФЕКТА В НАНОМЕТРОВОМ ДИАПАЗОНЕ (НА ТУННЕЛЬНОМ ЭФФЕКТЕ)	
Т.И. Мурашкина, Т. В. Истомина, Н.А. Хасаншина, Е.А. Шачнева	249
ЛЮМИНЕСЦЕНТНЫЕ БИОСЕНСОРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТЯЖЕЛЫХ МЕТАЛЛОВ В БЕЛКАХ	
О.А. Дячук, А.Г. Мельников, К.А. Костина, Е.А. Трemasова, В.В. Ефремова.....	254
МЕТОДИКА ЦЕНТРИРОВАНИЯ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ И СБОРКЕ ПРЕЦИЗИОННЫХ ДЕТАЛЕЙ ПРИБОРОВ	
И.А. Складов.....	257
ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ПРИ ТЕРМИЧЕСКОМ ИЗМЕНЕНИИ ЗОЛЬ- ГЕЛЕВОЙ СРЕДЫ МЕТОДОМ СПЕКЛ-КОРРЕЛОМЕТРИИ	
Е.В. Ушакова, А.А. Рахвалов, А.А. Исаева, Е.А. Исаева	262
ОПТИМИЗАЦИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ УПОРНО- РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА	
И.С. Даниленко, О.П. Решетникова, А.В. Королев.....	264
АНАЛИЗ СТЕПЕНИ ВЛИЯНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ФАКТОРОВ НА ТЕМПЕРАТУРУ В ЗОНЕ РЕЗАНИЯ ПРИ ШЛИФОВАНИИ	
А.Н. Кильчинская	269
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЗАВИСИМОСТЕЙ ВЕЛИЧИН ПОРИСТОСТИ И ТОЛЩИНЫ ОКСИДНЫХ ПОКРЫТИЙ, СФОРМИРОВАННЫХ МЕТОДАМИ ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ И МИКРОДУГОВОГО ОКСИДИРОВАНИЯ, ОТ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ	
В.А. Кошуру, Г.Г. Нечаев, А.В. Лясникова.....	274
СПОСОБ ШЛИФОВАНИЯ ФАСОННЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ	
А.В. Андреев, О.П. Решетникова, А.В. Королев.....	280
РЕНТГЕНОСТРУКТУРНЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ НАГРЕВА НА ДЕФОРМИРОВАННЫЕ БИОИНЕРТНЫЕ МАТЕРИАЛЫ	
В.В. Зацепилов, С.В. Мальцева.....	285
ИМПУЛЬСНАЯ УСТАНОВКА ДЕТОНАЦИОННО-ГАЗОВОГО НАНЕСЕНИЯ ДИСПЕРСНЫХ ЧАСТИЦ НА РАЗЛИЧНЫЕ ПОВЕРХНОСТИ В ПОТОКЕ ИСТЕЧЕНИЯ ПРОТОНОВ	

Р.С. Карташов, А.Н. Пименов.....	290
ИОННО-ЛУЧЕВОЙ ПУТЬ РАЗВИТИЯ МИКРО- И НАНОЭЛЕКТРОНИКИ В МЕДИЦИНСКОМ ПРИБОРОСТРОЕНИИ	
С.А. Григорян, И.В. Перинская	294
ЛАЗЕРНАЯ МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНА МАРКИ ВТ1-00	
С.В. Телегин	296
ФОРМИРОВАНИЕ КОНСТРУКТИВНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ИСКУССТВЕННЫХ КЛАПАНОВ СЕРДЦА МЕТОДОМ ОСАЖДЕНИЯ УГЛЕСИТАЛЛА НА ГРАФИТОВЫЕ ОСНОВЫ	
А.А. Каплей, К.К. Скрипаченко, В.А. Кошуро, С.Я. Пичхидзе.....	300
МОДЕЛИРОВАНИЕ КИНЕТИКИ АДСОРБЦИИ ПРИРОДНЫХ СТРУКТУР НА ПОЛИМЕРНОЙ МАТРИЦЕ	
А.В. Косарев, Н.В. Веденеева, Е.И.Тихомирова	305
АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРОЦЕССА ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОКРЫТИЙ НА ИЗДЕЛИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ	
Н.В. Протасова, А.В. Чулюков, Н.Ю. Черней, Т.В. Горелкина.....	308
НОВЫЙ СПОСОБ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ	
С.Ю. Добдин.....	316
ОБЕСПЕЧЕНИЕ КАЧЕСТВА МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ СЛОЖНОЙ КОНФИГУРАЦИИ НА ОСНОВЕ КОМБИНИРОВАНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ АКТИВАЦИИ ПОВЕРХНОСТИ И ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОКРЫТИЙ	
Н.В. Протасова, В.А. Протасова	318
МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ С ЗАПАЗДЫВАНИЕМ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРИРОДЫ, ДИНАМИКА КОТОРОЙ БЛИЗКА К ПЕРИОДИЧЕСКОЙ	
Ю.М. Ишбулатов	321
АКТИВНЫЕ МЕТОДЫ В ЭКОЛОГИЧЕСКОМ ОБРАЗОВАНИИ ШКОЛЬНИКОВ	
А.В. Юдина.....	325
ЗАКОНОМЕРНОСТИ ДИНАМИКИ ТЕМПЕРАТУРЫ КОЖИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ТЕПЛОВОЙ ПРОБЫ	
А.А. Самсонова.....	329
УСЛОВИЯ ПРОЯВЛЕНИЯ ЭФФЕКТА РЕДКОЙ ВЫБОРКИ ПРИ ОЦЕНКЕ НАПРАВЛЕННЫХ СВЯЗЕЙ ПО ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ	
С.Н. Крылов.....	332
АНТИБАКТЕРИАЛЬНАЯ АКТИВНОСТЬ ХИТОЗАНОВЫХ ПЛЕНОК С КОНТРОЛИРУЕМЫМ УРОВНЕМ НАНОЧАСТИЦ СЕРЕБРА	
Г.П. Любунь, Е.В. Любунь	337
ГЕНДЕРНАЯ НАПРАВЛЕННОСТЬ СОЦИАЛЬНО-ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ РЕКЛАМЫ	
Б.П. Семенов, А.А. Керсанов	341
ФОРМАЛЬНЫЕ МОДЕЛИ АИС ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА В ПЕРИОД АККЛИМАТИЗАЦИИ	
О.О. Голубятников	346
ВЛИЯНИЕ МЕХАНОХИМИЧЕСКОЙ АКТИВАЦИИ НА АБРАЗИВНОСТЬ ПОРОШКОВ ДЛЯ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ГИГИЕНЫ ЗУБОВ	
А.М. Звигинцев, С.И. Старосветский, М.А. Звигинцев, А.И. Чернышев, М.В. Чайкина.....	351

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ СВЕРТЫВАНИЯ КРОВИ	
А.А. Одиноква	358
СПОСОБ ОЦЕНКИ УРОВНЯ СВЯЗНОСТИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ	
П.А. Андрианов, Д.О. Бадаев, И.С. Епонешников, С.И. Зыкин, Д.А. Фомичев	362
СТРУКТУРА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НЕВРОЛОГИЧЕСКОГО СКРИННИНГА	
И.В. Ларина, Т.С. Макеева	366
АДАПТИВНАЯ ОБРАБОТКА БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СИГНАЛА	
В.В. Миляева, А.Н. Медведева, Э.М. Васина, А.А. Перов	370
ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКА ГРУППЫ КРОВИ	
А.Н. Тархов	375
ПОЛУЧЕНИЕ БИОИНЕРТНЫХ СПЛАВОВ СИСТЕМЫ ТИТАН-НИОБИЙ МЕТОДОМ ПОРОШКОВОЙ МЕТАЛЛУРГИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ПУЧКА, ОБЛАДАЮЩЕГО ВЫСОКОЙ ПРОНИКАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТЬЮ	
И.А. Глухов, А.М. Марамбекова	379
ОСОБЕННОСТИ САМОСОЗНАНИЯ И САМООЦЕНКИ СТУДЕНТОВ ИНЖЕНЕРНО-ЭКОЛОГИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ	
О.В. Смирнова, М.С. Филатова	384
ВЛИЯНИЕ ПЕПТИДНОГО КОМПЛЕКСА «ENI-SALA 3» НА ПРОДОЛЖИТЕЛЬНОСТЬ ЖИЗНИ МЫШЕЙ ЛИНИИ СВА/Са	
Д.В. Шитиков, И.Е. Крылова, О.В. Горобец, В.В. Дарчик, А.И. Линник, И.Н. Пишель	389
ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ КЛЕТОК БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ В МЕДИКО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ	
М.В. Кусакина, А.А. Сорокин	391
ПРИМЕНЕНИЕ ПЛЕНОК С ВИТАМИНОМ Д ₃ В ЛЕЧЕНИИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА	
А.П. Могила, Л.С. Катханова, Э.В. Акулова, А.В. Лысов	395
ИДЕНТИФИКАЦИЯ ЦИС- И ТРАНС-ИЗОМЕРОВ РАЗНОЛИГАНДНЫХ АМИНОКИСЛОТНЫХ ХЕЛАТОВ CU(II) МЕТОДАМИ ИК-СПЕКТРОСКОПИИ И РФА	
Г.Ю. Амантаева	399
УРОВЕНЬ ГЛЮКОЗЫ КРОВИ У КРЫС С ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫМ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ	
Ю.А. Кульбаева, Т.М. Кучмеровська	402
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СОДЕРЖАНИЯ МОЛЕКУЛЯРНЫХ МАРКЕРОВ АНГИОГЕНЕЗА В СТЕКЛОВИДНОМ ТЕЛЕ ПАЦИЕНТОВ С ВИТРЕОРЕТИНАЛЬНОЙ ПАТОЛОГИЕЙ	
О.В. Козорезова, В.В. Никитина, И.О. Колбенин	403
СЕВАСТОПОЛЬСКИЙ ДЕЛЬФИНАРИЙ В АРТ-БУХТЕ: СОТРУДНИЧЕСТВО С ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБЩЕСТВЕННОСТЬЮ	
Н.С. Янковская	408
УРОВЕНЬ ТБК-АКТИВНЫХ ПРОДУКТОВ В СЕРДЦЕ КРЫС ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ САХАРНОМ ДИАБЕТЕ	
Ю.И. Петровцы	412
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ МЕДИЦИНСКИХ ИМПЛАНТАТОВ	

В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, О.А. Дударева.....	414
ВОЗДЕЙСТВИЕ ЦВЕТА НА ПСИХИКУ ЧЕЛОВЕКА В КОНТЕКСТЕ РЕКЛАМНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ	
И.Э. Третьак	417
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ В КОСМЕТОЛОГИИ	
А.В. Боровикова	422
ПОИСК ОПТИМАЛЬНОЙ ОБЛАСТИ ИЗМЕНЕНИЯ НАСТРОЕЧНЫХ ПАРАМЕТРОВ КАРДИОГРАФА ECG – 9801	
В.А. Хирнова	425
ИК-СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ТЕРМООБРАБОТАННОГО НАНОСТРУКТУРИРОВАННОГО ГИДРОКСИАПАТИТА БИОГЕННОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ	
Н.К. Бирш, Т.С. Муктарова, О.Д. Муктаров	429
АВТОМАТИЗИРОВАННОЕ ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ ПОКРЫТИЙ	
И.П. Гришина, А.В. Лясникова	431
АНАЛИЗ СПОСОБОВ УПРАВЛЕНИЯ СВОЙСТВАМИ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ БИОСОВМЕСТИМЫХ ПОКРЫТИЙ	
О.А. Дударева, Н.И. Садыкова, А.В. Лясникова.....	433
МОДЕРНИЗИРОВАННАЯ УСТАНОВКА ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ПОКРЫТИЙ	
И.П. Гришина, А.В. Лясникова	437

**РАЗРАБОТКА, ИЗГОТОВЛЕНИЕ И ПРИМЕНЕНИЕ
ТИБИАЛЬНОГО КОМПОНЕНТА АРТИКУЛИРУЮЩЕГО
СПЕЙСЕРА КОЛЕННОГО СУСТАВА**

С.П. Шпиняк

Научный руководитель: д.м.н., профессор Ю.А. Барабаш

*Саратовский научно-исследовательский институт травматологии
и ортопедии, г. Саратов*

Ежегодно в мире выполняется около 1 500 000 операций тотального эндопротезирования крупных суставов [1, 2], а доля инфекционных осложнений после данного вида оперативных вмешательств составляет 0,5–6% [3, 5, 7]. При лечении указанной патологии в последние годы стали применять спейсеры. Спейсер - промышленно или интраоперационно изготовленное приспособление из «костного цемента» на основе полиметилметакрилата (ПММА), напоминающее форму эндопротеза. Зачастую в состав спейсера вводят антимикробные химиопрепараты. Свойства спейсера позволяют обеспечить микробную деkontаминацию раны, а за счет сохранения анатомических взаимоотношений в суставе - полную или ограниченную функциональность, в результате создаются условия для скорейшего восстановления опороспособности конечности, что повышает эффективность последующего ревизионного эндопротезирования в случаях, когда оно показано [4, 6]. ПММА до настоящего времени остается одним из наиболее широко используемых в медицине биостабильных полимеров, благодаря возможности получения изделий сложной конфигурации путем заливки в формы с последующей его полимеризацией при невысоких температурах.

Цель исследования: разработка и апробация конструкции тиббиального компонента спейсера коленного сустава, позволяющего повысить стабильность его фиксации в кости, купировать воспаление, сохранить опороспособность конечности и необходимый объем движений в оперированном суставе, создать условия для последующих ревизионных вмешательств у пациентов с инфекционными осложнениями тотального эндопротезирования коленного сустава.

Разработаны и предложены «Тиббиальный компонент артикулирующего спейсера коленного сустава и форма для его интраоперационного изготовления» (патент Российской Федерации на полезную модель RU 127619, МПК A61F2/38).

Форма для интраоперационного изготовления тиббиального компонента артикулирующего спейсера коленного сустава выполнена из гибкого силикона, разрешенного к медицинскому применению. Совокупность конструктивных особенностей формы позволяет интраоперационно изготовить тиббиальный компонент спейсера требуемой конфигурации, с конкретными параметрами, без необходимости наличия каких-либо навыков врача. Выполнение формы корпуса разъемным с возможностью установки дополнительной накладки при изготовлении компонента позволяет регулировать высоту основания спейсера в течение процесса его выполнения в зависимости от клинической ситуации.

Тиббиальный компонент артикулирующего спейсера коленного сустава выполняется из костного цемента с возможностью добавления термостабильных антимикробных химиопрепаратов (ванкомицина, гентамицина). Его характеристики обеспечивают повышение сцепных свойств компонента спейсера с опилом большеберцовой кости, исключая возможность смещения при его эксплуатации и облегчая процесс имплантации.

Резэндопротезирование сустава артикулирующим спейсером с антимикробным химиопрепаратом (гентамицином, ванкомицином) проведено 85 больным с глубокой перипротезной инфекцией с нестабильными компонентами конструкции независимо от срока возникновения осложнения и в позднем послеоперационном периоде вне зависимости от стабильности эндопротеза. Средний возраст пациентов составил $56,6 \pm 12,2$ года. Максимальный срок наблюдения - 3 года.

Спейсеры были применены в лечении перипротезной инфекции коленного сустава у 85 больных. У всех пациентов инфекционный процесс имел глубокую локализацию. Острая ранняя инфекция отмечена у 12 пациентов, поздняя хроническая – у 36 пациентов, острая гематогенная – у 37 человек. Нестабильность компонентов эндопротеза отмечена у 77 пациентов. При помощи указанных форм интраоперационно изготавливались четыре типа размеров тибиального компонента артикулирующего спейсера коленного сустава, соответствующих анатомическим особенностям плато большеберцовой кости каждого пациента.

Рецидив воспаления отмечен у 12 пациентов (14,1%), шести больным повторно проведена санация очага воспаления и реимплантация спейсера, после чего воспаление удалось купировать у четверых больных. Остальным пациентам выполнено удаление всех компонентов и артродезирование сустава аппаратом внешней фиксации.

Через 3-6 месяцев после операции 56 больным этой группы выполнено ревизионное эндопротезирование коленного сустава. За весь период наблюдения (от 4 месяцев до 3 лет) рецидив воспаления отмечен у 3 больных (5,4%), им также было выполнено артродезирование коленного сустава.

Дальнейшее развитие концепции хирургического лечения инфекционных осложнений тотального эндопротезирования коленного сустава, основанной на комплексном анализе и совершенствовании

биомеханических и антибактериальных свойств конструкций, произведенных из полиметилметакрилата, содержащих в своем составе различные антимикробные химиопрепараты и с возможным нанесением покрытий, обладающих антимикробной активностью, позволит повысить медико-экономическую эффективность реабилитации исследуемой группы пациентов.

Использование артикулирующего спейсера, изготовленного с применением предложенных форм, позволяет эффективно купировать воспаление, компенсировать костные дефекты и сбалансировать связочный аппарат, сохранить опороспособность конечности и необходимый объем движений в оперированном суставе.

Литература

1. Рукин Я.А. Ревизионное эндопротезирование вертлужного компонента тотального эндопротеза тазобедренного сустава при его асептической нестабильности: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Москва, 2011. 24 с.
2. Шильников В.А., Тихилов Р.М., Денисов А.О. Болевой синдром после эндопротезирования тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России. 2008. № 2. С. 106-109.
3. Эндопротезирование при диспластическом коксартрозе / А.Б. Слободской [и др.] // Вестник ортопедии, травматологии и протезирования. Киев. 2011. №2. С.42.
4. Calonego G. Bone cement and cementation technigue, antibiotics and bone cement spacers: what should you know? // Ортопедия, травматология и протезирование. 2013. №4. С.87-92.
5. Garvin K. Infected Total Knee Arthroplasty: Prevention and and Management // Instr. Course Lect. 2010. Vol.57. P. 15–27.

6. Articulating spacers for the treatment of infected total knee replacements- the impact of antibiotic combinations and concentrations /J.F. Nettrour [et al.] // Orthopaedics (blue journal). 2013. Vol.36, 1, P.19-24.

7. Tentino J.R. Prosthetic joint infections: bane of orthopedists, challenge for infectious disease specialists. Clin Infect Dis. 2003. Vol.36(9), P.1157-1161.

ИЗУЧЕНИЕ АДГЕЗИВНЫХ СОЕДИНЕНИЙ В РЕСТАВРАЦИОННОЙ СТОМАТОЛОГИИ: IN VITRO И IN VIVO ЭКСПЕРИМЕНТЫ

О.А. Шляпникова, Н.О. Бессуднова, А.Н. Грибов,
А.В. Садовников, Э.А. Генина

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Н.О. Бессуднова

*Саратовский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

На сегодняшний день существуют различные методы медицинской визуализации реставраций. Стандартные методы обследования (осмотр врача с применением инструментального оборудования) являются самыми распространенными. Однако данный метод обследования затрагивает только поверхность зуба. Одним из основных методов диагностики внутренних тканей зуба является рентгенология.

С целью решения данных проблем в настоящем проекте были разработаны новые методы, которые позволяют объективно оценивать состояние и долговечность адгезивных интерфейсов реставраций из современных композиционных материалов *in vitro* и *in vivo*.

Возможность *in vivo*, неинвазивно выявлять скрытые дефекты на границах "твердые ткани зуба - реставрационный композиционный

материал" на начальном этапе лечения, а также мониторировать состояние адгезивных соединений в последствии является практически значимой задачей современной реставрационной стоматологии.

Данный проект включает в себя два независимых исследования адгезивного соединения. Задачей первого эксперимента является исследование тепловых ударных нагрузок и их влияние на стабильность дентин-полимерных конструкций.

В качестве образцов использовались зубы человека, на которых были проведены реставрации с использованием нано-керамического реставрационного материала Ceram X Duo Plus (Dentsply) и адгезивной системы V поколения Adper™ Single Bond (3M ESPE). Восстановленные зубы были распилены на опытные образцы, каждый из которых содержал адгезивное соединение между реставрационным материалом и тканями дентина. Все образцы были поделены на две группы. Образцы группы 1 погружались в кипящую дистиллированную воду и жидкий азот поочередно на 30 секунд на протяжении 1, 10 и 50 циклов, с перепадом температуры в 296 °C. Образцы группы 2 были подвержены температурным нагрузкам с разницей температур - 100 °C на протяжении 1, 50, 1000 и 2000 циклов. Поддержание температур было проведено посредством кипения воды и таяния льда.

На рис. 1 и 2 представлены морфологии поверхности образцов группы 1 и 2 соответственно, полученные с применением АСМ высокого разрешения Nanosurf Nanite B, «Nanosurf». Цветовому распределению соответствует распределение высоты на поверхности образца, где белому цвету соответствует максимальная высота. Сканирование образца проходило со стороны дентина.

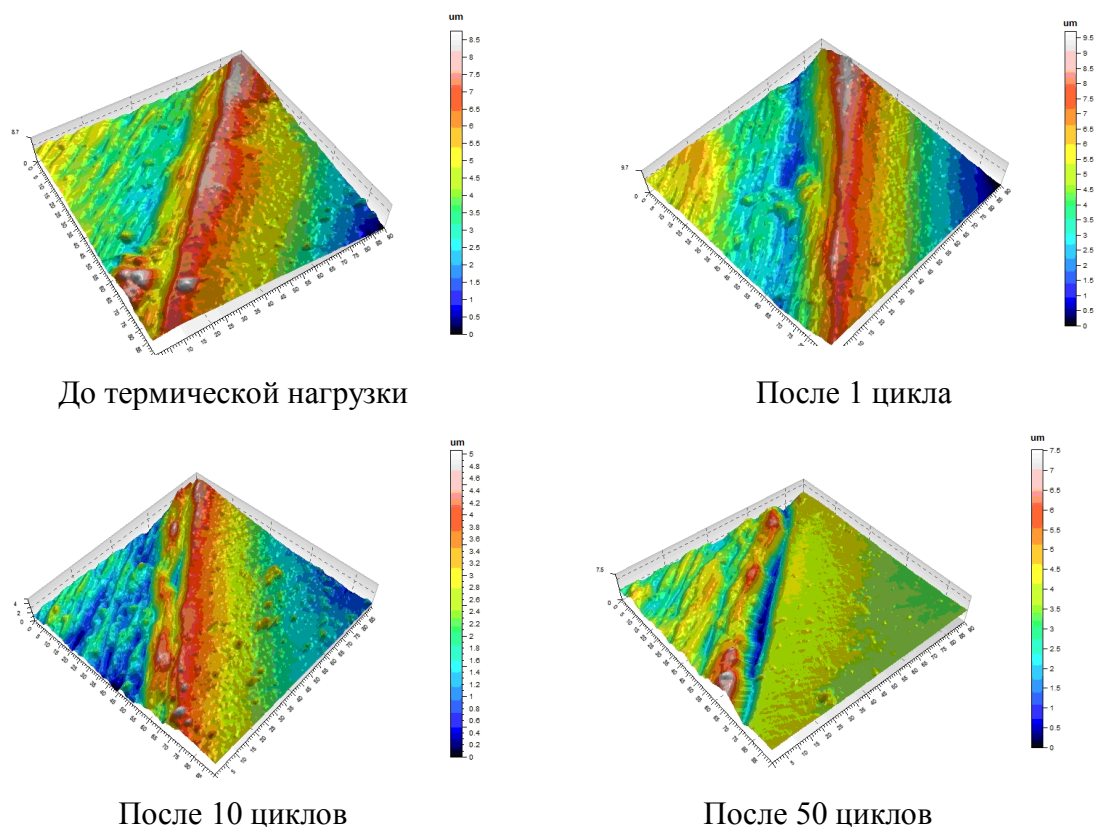


Рис. 1. Трехмерная визуализация цветового распределения высот на поверхности образца из группы 1

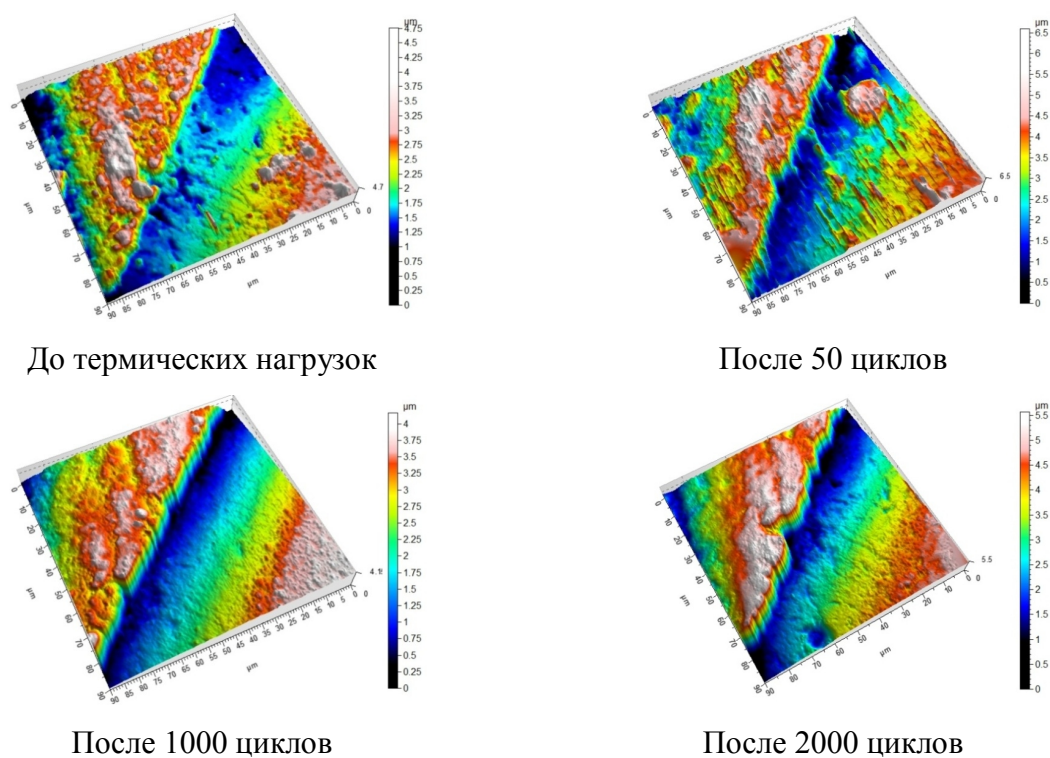


Рис.2. Трехмерная визуализация цветового распределения высот на поверхности образца из группы 2

Сравнительная оценка результатов испытаний для образцов обеих групп показала деструктивные изменения вдоль соединения «дентин-композиционные материалы». Следует подчеркнуть, что результаты экспериментов с различными типами нагрузок (жидкий азот и кипящая вода, кипящая вода и лед) показали воспроизводимость характера деградации поверхности.

Второе исследование, входящее в данный проект, было проведено с целью изучения деградации адгезивного соединения между материалом дентина и реставрационным материалом с использованием цифровой обработки цветных изображений композитных реставраций и низкокогерентной оптической компьютерной томографии.

В проведении эксперимента участвовали пациенты, обратившиеся к стоматологу по поводу несостоятельных реставраций с целью получения восстановительного лечения. Для получения высококачественных фотографий реставраций была выбрана камера Nikon D3s и объектив AF-S VR Micro-Nikkor 105 мм f/2.8G IF-ED для профессиональных фотосессий. Полученные цветные фотографии были обработаны с использованием ПО MathCad. По распределению интенсивности цвета была рассчитана ширина зоны соединения между твердыми тканями зуба и реставрационным материалом в трех различных точках по всей длине образца. На рис. 3 представлены фотографии реставрации первого пациента. Изображения одного и того же участка реставрации были получены как до профессиональной шлифовки и полировки, так и после. В таб. 1 сведены результаты цифровой обработки изображения.

Можно заметить, что ширина зоны соединения на участках 1 и 3 после полировки увеличилась. Это можно объяснить тем, что в процессе полировки были удалены артефакты с поверхности образца и верхний слой материала, которые не позволяли увидеть деградацию адгезивного

соединения. Данную процедуру необходимо выполнять перед каждой фотосессией для получения достоверных результатов.

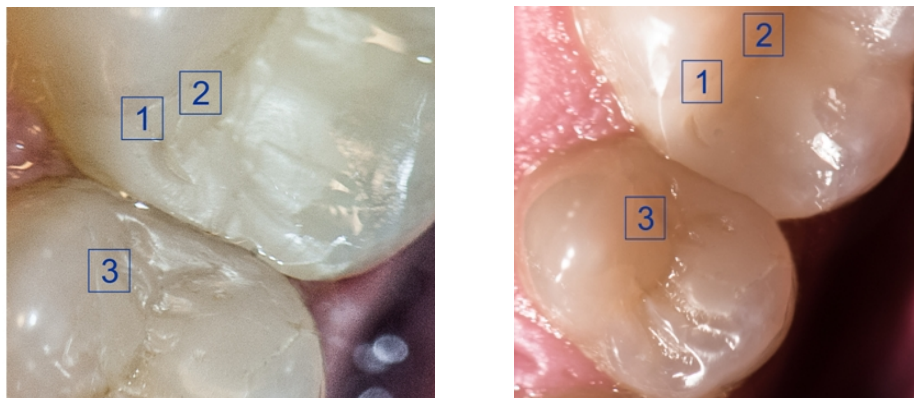


Рис.3. Фотографии участка реставрации до (слева) и после (справа) шлифовки и полировки зуба

Разработанный метод цифровой обработки цветных изображений реставраций объективнее клинической оценки состояния адгезивных соединений. Тем не менее, применение низко-когерентного оптического компьютерного томографа выявило недостатки данного метода и стандартного клинического обследования, которые оказались недостаточными для оценки состояния реставрации.

Полученные с помощью ОКТ Spectral Radar OCT Imaging System ОСР 930 SR 022 с центральной длиной волны 930 нм изображения (см. рис. 4) размером 1,3х4мм показали на наличие скрытых повреждений в исследуемых областях. Повреждения представлены воздушными пространствами в объеме композиционного материала и адгезивного соединения. Размер этих дефектов был в диапазоне от 0 до 0,12 мм, в то время, как на поверхности реставрации дефектов не обнаружено.

В данном проекте была разработана визуальная диагностика реставрационного соединения, подверженного многократному перепаду температур, с применением атомно-силовой микроскопии. Была проведена сравнительная оценка деградации адгезивного соединения, подверженных тепловым ударным нагрузкам. Показано, что деградация поверхности

восстановленных тканей зуба локализуется вдоль адгезивного соединения дентина и реставрационного материала. Тепловые нагрузки различных видов показали воспроизводимость результатов.

Разработан метод визуальной диагностики реставраций *in vivo* с применением цифровой обработки цветных изображений и ОКТ, позволяющие оценить состояние адгезивного соединения не только на поверхности зуба, но и в его объеме.

Таблица 1

Расчеты ширины зоны адгезивного соединения на различных участках образца

До полировки					
1 ^{ый} участок		2 ^{ой} участок		3 ^{ий} участок	
d, пиксель	d, мм	d, пиксель	d, мм	d, пиксель	d, мм
0	0	58	0,10	12	0,02
0	0	45	0,08	13	0,02
0	0	82	0,14	30	0,05
После полировки					
1 ^{ый} участок		2 ^{ой} участок		3 ^{ий} участок	
d, пиксель	d, мм	d, пиксель	d, мм	d, пиксель	d, мм
30	0,07	0	0	38	0,09
34	0,08	41	0,09	54	0,12
26	0,06	16	0,04	39	0,09

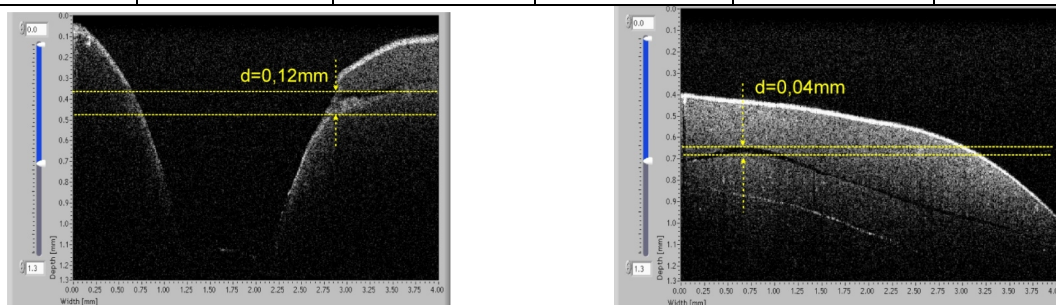


Рис. 4. ОСТ-снимки 4 (слева) и 5 (справа) участков изображения реставрации

Комплексное применение стандартных методов клинической диагностики, ОКТ, цифровой обработки изображений в восстановительной

стоматологии позволят объективно оценивать состояние и прогнозировать клиническую долговечность реставраций на основе композитных материалов и адгезивных систем различных поколений.

Литература

1. Breshi L., Mazzoni A., Ruggeri A. and others. Dental adhesion review: Aging and stability of bonded interface// Dental Materials. 2008. №24. С. 90-101.
2. Bessudnova N.O., Venig C.B., Genina E.A., Sadovnikov A.V., Shlyapnikova O.A., Bilenko D.I., Gribov A.N. Evolution of adhesive interfaces in restorative dentistry: In vitro & in vivo studies// Journal of Innovative Optical Health Sciences. 2014.
3. De Much J., Van Landuyt K., Peumans M. and others. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results// J Dent Res. 2005. №84. С. 118-132.

БИОСОВМЕСТИМАЯ МОДЕЛИРУЮЩАЯ КОНСТРУКЦИЯ ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ ВРАЧЕЙ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНЫМ МЕТОДАМ ОПЕРАТИВНОЙ ГИНЕКОЛОГИИ

И.И. Челышева, К.В. Петрова, Д.В. Пензева

Научный руководитель: к.м.н., доцент Н.Н. Луценко

*Российский национальный исследовательский медицинский университет
имени Н.И. Пирогова, г. Москва*

В процесс обучения врачей современным медицинским манипуляциям все шире внедряются симуляционные образовательные технологии, позволяющие отработать необходимые практические навыки

не на реальных пациентах, а на различного рода тренажерах и манекенах. Однако компьютерные симуляторы не обладают тем уровнем реалистичности, которое обеспечивает обучение на биологических тканях, органах и органокомплексах человека и животных.

Цель работы: создать и апробировать биосовместимую аппаратную конструкцию для обучения врачей гистерорезектоскопии.

Задачи: 1) провести выбор тканей животного (свиньи) для имитации физиологических и патологических состояний эндометрия и миометрия матки человека; 2) сконструировать биомеханическую систему, позволяющую совмещать ткани животного и корпус механического тренажера с оборудованием для проведения гистерорезектоскопии; 3) апробировать комплексную биомеханическую систему для обучения гистерорезектоскопическим операциям в условиях симуляционного тренингового центра.

Материалы и методы: В работе использовались органокомплексы малого таза и желудочно-кишечного тракта свиньи, силикон, пластиковый муляж женской промежности, инструменты и оборудование для гистерорезектоскопии, перистальтический насос.

Методом специальной препаровки добивались разъединения различных слоев желудка, кишки, мочевого пузыря, почки, печени свиньи и сравнение с нативными препаратами эндометрия и миометрия матки человека. При этом в подслизистый слой полых органов внедрялись части паренхиматозного органа, слизистая подшивалась для имитации патологических состояний – подслизистых миом и полипов эндометрия.

В работе использовалась конструкция из силикона, имитирующая полость матки и содержащая дополнительное отделение для расположения нейтрального электрода. На основе перистальтического насоса было создано устройство, имитирующее утеромат. Для подачи диэлектрика

сконструирована замкнутая система из силиконовых трубок и накопительного резервуара объемом 10 л.

Результаты и их обсуждение: В процессе выбора тканей различных органов репродуктивной системы и желудочно-кишечного тракта животного (свиньи) для имитации полипов эндометрия и подслизистых миом экспертами были отмечены некоторые особенности.

Схожесть слизистого покрова желудка свиньи, консервированного по специальной технологии, с эндометрием проявлялась при эндоскопическом отображении на экране монитора. При проведении симуляционной гистерорезектоскопии в созданной модели была отмечена схожесть с реальной анатомической картиной.

Достаточно выраженный мышечный слой желудка животного хорошо подходил для имитации миометрия, что было существенным преимуществом перед другими полыми органами: мочевым пузырем, различными отделами кишки. Несоответствие размеров и строения матки свиньи репродуктивной системе человека исключали возможность использования ее в качестве подходящего биоматериала. Для формирования подслизистых миом выбор экспертов остановился на паренхиме почки и печени, что позволило также повысить экономическую выгоду создаваемой конструкции, максимально используя имеющийся биологический материал. Таким образом, ввиду анатомических особенностей в качестве биологического симулятора морфологических параметров матки человека при внутриматочных операциях были выбраны: антральный отдел желудка, привратник и начальный отдел двенадцатиперстной кишки свиньи. Стенки кишки подшивались непрерывным обвивным швом и данный органоконкомплекс закреплялся в специальный силиконовый картридж, отлитый по форме расправленной полости матки. Эта биосовместимая силиконовая модель устанавливалась в корпус пластикового муляжа промежности женщины. К конструкции

подводился нейтральный электрод, контактирующий с биологическими тканями, и подключалась гидравлическая система с подачей потока диэлектрика. Часть слизистой двенадцатиперстной кишки выворачивалась в силиконовый патрубок, имитирующий шейку матки.

По вышеописанному изобретению была получена приоритетная справка.

Врачи-эксперты кафедры акушерства и гинекологии лечебного факультета РНИМУ им. Н.И.Пирогова апробировали работу конструкции в условиях симуляционного тренингового центра на обучающем оборудовании для гистероскопических операций.

Отмечено, что имитация полипов эндометрия различной формы и подслизистых миом позволила успешно воспроизвести все этапы операций по гистерорезектоскопии в условиях экспериментальной операционной. Специалисты пришли к заключению о высокой степени реалистичности выполняемых манипуляций, соответствующих клинической практике, и отметили целесообразность внедрения подобных биосовместимых конструкций в качестве обучающих моделей для врачей акушеров-гинекологов.

Выводы:

1) При имитации физиологических и патологических состояний матки человека (в частности, полипов эндометрия и субмукозных миом) следует выбирать антральный отдел желудка, привратник и начальный отдел двенадцатиперстной кишки свиньи, как более реалистичный биологический объект, доступный с технологической точки зрения для широкого применения в обучении. 2) Конструкция аппарата, совмещающего ткани животного (свиньи), корпус пластикового и силиконового муляжа с оборудованием для гистерорезектоскопии, позволяет функционировать симуляционной системе на высоком уровне реалистичности (валидности). 3) Комплексная биомеханическая система

для обучения гистерорезектоскопии прошла первичную апробацию в условиях симуляционного тренингового центра и может использоваться для подготовки врачей акушеров-гинекологов к выполнению высокотехнологичных оперативных процедур (эндоскопической внутриматочной хирургии).

Литература

1. Сухих Г.Т., Хаматханова Е.М. и др. Моделирование в перинатологии: вклад России в снижение показателей младенческой смертности в мире. // Виртуальные технологии в медицине, Симуляционное обучение в акушерстве и гинекологии, 2014, №1. – С.30-31.

МОНИТОРИНГ И СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ АНЕСТЕЗИИ

С.А. Карпицкая

Научный руководитель: д.м.н., профессор А.И. Сафронов

Пензенский институт усовершенствования врачей, г. Пенза

Современная многокомпонентная анестезия предполагает наличие 7 компонентов, каждый из которых должен контролироваться и управляться анестезиологом. При этом современный мониторинг, к сожалению, не всегда способствует решению конкретных задач, стоящих перед анестезиологом. Арсенал диагностических средств в настоящее время огромен, и он стремительно растет. Где здесь критерий разумной достаточности? Анестезиологу, как и любому нормальному человеку, гораздо легче принять решение при недостатке информации, нежели при

ее избытке. Клиническая ситуация при анестезии постоянно меняется, причем, изменения отдельных параметров носят разнонаправленный характер. В этих условиях анестезиологу затруднительно судить о клинической ситуации в целом (лучше эти изменения для больного или хуже). Как быть в реальной клинической практике?

Степень защиты организма от операционной травмы при различных методах анестезии, как и критерий ее эффективности, в настоящее время продолжают оставаться предметом дискуссий. При этом используют такие термины как: «качество анестезии», «адекватность анестезии», «безопасность анестезии» и ряд других. Применяя сложнейшие сочетания лекарственных препаратов для защиты организма от хирургического стресса, анестезиолог ставит пациента в ситуацию возможного нанесения ему другой травмы – химической, «наркозной» [1]. Таким образом, клиническая ситуация, складывающаяся при общей анестезии, характеризуется двумя типами воздействий на больного: хирургическая агрессия и анестезиологическая защита, которая реализуется через медикаментозную агрессию. Для мониторинга в этих условиях необходим какой-либо интегральный параметр, который можно оценить количественно. Есть все основания полагать, что в качестве одной из таких интегральных характеристик могут служить результаты стабิโลграфического исследования больного, при котором исследуется способность человека поддерживать вертикальную позу. Параметры стабิโลграфии являются интегральной двигательной реакцией поддержания равновесия, реализующейся при участии зрительной, вестибулярной и проприоцептивной сенсорных систем [1-4]. Данных о динамике стабิโลграфических показателей в периоперационном периоде в литературе нам обнаружить не удалось.

Цель исследования: изучить изменения стабิโลграфических параметров у больных в периоперационном периоде при различной анестезиологической тактике.

Результаты исследования

Таблица 1

Динамика основных стабิโลграфических показателей у больных, не получавших антиоксидантную терапию в периоперационном периоде

Без АО n=15	Режим	~ X	~ Y	V	S
Исходно	ОГ	+4,33	-17,3	9,7	85,8
	ЗГ	-4,74	-17,0	14,22	167,5
После операции	ОГ	-4,0	-20,45	19,39	339
	ЗГ	-2,85	-16,6	13,51	298,7

Таблица 2

Динамика основных стабิโลграфических показателей у больных, получавших мафусол и кардиоксипин в периоперационном периоде

С АО n=14	Режим	~ X	~ Y	V	S
Исходно	ОГ	-2,56	-13,5	8,04	114,37
	ЗГ	-1,57	-9,12	8,85	147,3
После операции	ОГ	+8,67	-16,3	8,86	166,3
	ЗГ	+5,01	-11,04	8,74	174,5

Нами изучена динамика стабิโลграфических показателей у 29 больных в дооперационном и послеоперационном периодах. Больные разделены на 2 группы: первая группа (15 больных) без использования периоперационной антиоксидантной терапии, вторая группа (14 больных)

с использованием периоперационной антиоксидантной терапии мафусолом и кардиоксипином. Изучались следующие стабิโลграфические параметры: X – среднее положение ЦД по оси X (мм); Y – среднее положение ЦД по оси Y (мм); V – средняя скорость смещения ЦД (мм/сек); S – площадь статокинезиограммы (мм²).

Выводы

1. Антиоксидантная терапия привела к разнонаправленным изменениям перемещения центра давления на платформу как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях.
2. Скорость перемещения центра давления у больных, получавших АО, остается стабильной (8,4-8,8 мм/сек) в отличие от больных, которые антиоксидантную терапию не получали (9,4-19,8 мм/сек).
3. Площадь статокинезиограммы у больных, получавших АО, более стабильна (114-174 кв.мм), чем у больных, не получавших АО (85,8-339 кв.мм).
4. Параметры стабิโลграфических исследований могут служить дополнительными критериями эффективности антиоксидантной поддержки в периоперационном периоде.

Литература

1. Зимакова И.Е. и соавт. Возможности использования транквилизатора мебикарба для коррекции побочных эффектов нейрорепарации // Новые лекарственные препараты: вып. 9. М., 1986. – С. 18-21.
2. Китин В.В. и соавт. Критерии быстрого восстановления пациента в посленаркозном периоде (fast-track recovery) // Материалы X выездной сессии МНОАР, 2009. С. 28.
3. Левик Ю.С. Стабิโลграфия в исследованиях управления позой // Изв. ЮФУ. Технические науки. – 2008. – №6. – С. 108–112.

Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия / Д.В. Скворцов – М.: Т.М. Андреева, 2007. – 640 с.

ПРИМЕНЕНИЕ СОВРЕМЕННЫХ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ МЕХАНИЗМА ГОМЕОСТАЗА СОСУДОВ

О.А. Гришина

*Саратовский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

Известно, основной причиной возникновения сердечно-сосудистых заболеваний является избыточное накопление холестерина в кровеносных сосудах. Гомеостаз холестерина регулируется транспортными белками – липопротеинами, структурные изменения которых могут привести к атеросклерозу. Однако до настоящего времени отсутствует детальная цельная картина механизмов процесса диффузии липопротеинов с атерогенными свойствами, в частности липопротеинов низкой плотности (LDL) в интиму артерий. Для исследования диффузии LDL в интиму артерий необходимо точное воспроизведение атомной структуры и конформации белковой макромолекулы. Однако, если атомная структура компонентов LDL- молекул холестерина и фосфолипидов известна, то атомистической модели белковой составляющей LDL - АпоВ-100 до сих пор не существует.

Целью данной работы является построение атомистической модели человеческого белка аполипопротеина В-100 с помощью методов молекулярного моделирования с учетом всех известных

экспериментальных данных о вторичной и третичной структурах и поиск ее равновесной конфигурации в воде при температуре 310 К.

Как известно, атомная структура аполипопротеина В-100 представляет собой последовательность 4536 аминокислот [1]. Для построения такой макромолекулы необходимо соблюдать вторичную структуру белка при его пространственной укладке. В связи с этим нами была выработана определенная методика построения макромолекул, полностью отвечающей эмпирическим знаниям о ней. Процесс сборки биосистемы проводился в многоцелевом пакете молекулярного моделирования HARLEM с использованием силового поля AMBER. Атомистическая структура аминокислот взята из работы [2].

Для предсказания вторичной структуры белка использовались традиционные подходы гомологического моделирования. Для поиска функционального гомолога белка была использована база данных белков Prosite. Функциональный гомолог липидных транспортных белков, в том числе вителлогенина (Рис. 1), микросомального переноса триглицеридов белка и аполипопротеина В-100 (Рис. 2) представляет собой домен, вторичная структура которого в основном представлена α -спиралями и β -стяжками. Сходство вторичной структуры указанных выше доменов дает возможность проверить правильность пространственной укладки пептидной цепи сегмента АпоВ-100, в состав которого входят аминокислотные остатки с 46 по 672 номер.

Для остальных сегментов АпоВ-100 гомологов не существует, поэтому необходимо решать задачу предсказания пространственной структуры белка. Для решения данной задачи ищется структура с минимально возможной для данной цепи свободной энергией. В результате расчетов получена биосистема АпоВ-100 со следующим процентным соотношением функциональных доменов вторичной структуры: α -спираль - 38-42%, β -лист – 18-20%, поворот направления

полипептидной цепи, близкий к 180° , встречается в 9-11% случаев, а близкий к 90° – в 10-13% от общей массы структуры. Это хорошо согласуется с известными экспериментальными данными, полученными на основе анализа упругого рассеивания нейтронов методом Small-angle neutron scattering (SANS) [3].

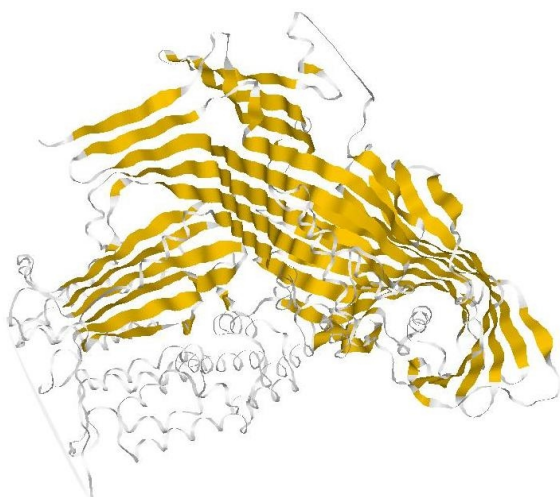


Рис. 1. Вторичная структура вителлогенина

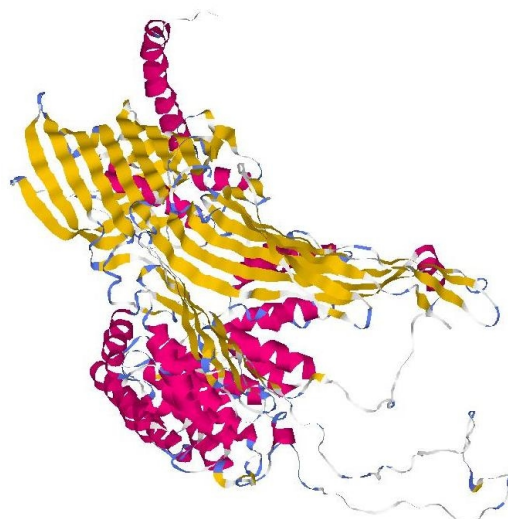


Рис. 2. Вторичная структура сегмента АпоВ-100

Построена атомистическая структура аполипопротеина В-100, наиболее выгодная с энергетической точки зрения. Наблюдается слипание гидрофобных групп радикалов в процессе образования протеиновой глобулы, а также образование водородных связей во вторичной структуре и образование плотной, квазикристаллической упаковки внутри белка. Построенная модель в дальнейшем будем использована нами для исследования механизма проникновения липопротеинов низкой и высокой плотностей в межэндотелиальное пространство. Тем самым, будет решаться задача по выявлению механизмов процесса атерогенеза.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект №14-15-00128, СГУ).

Литература

1. Carlsson P., Darnfors C., Olofsson S.O., Bjursell G. Analysis of the human apolipoprotein B gene; complete structure of the B-74 region // Gene. – 1986. – Vol. 49 (1). – P. 29–51.
2. Sweet R.M., Eisenberg D. Correlation of sequence hydrophobicities measures similarity in three-dimensional protein structure // J. Mol. Biol. – 1983. – Vol. 171. – P. 479–488.
3. Hammel J. M., Waldner I., May R. Laggner P., Prassl R.. Lipids and Lipoproteins: Modular Structure of Solubilized Human Apolipoprotein B-100: low resolution model revealed by small angle neutron scattering // J. Biol. Chem. – 2006. – Vol. 281. – P. 19732–19739.

ВЛИЯНИЕ ФАЗОВОГО СОСТАВА НА МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА И МОДУЛЬ УПРУГОСТИ МЕДИЦИНСКОГО СПЛАВА Ti-15Mo

Ф.Г. Сулейманов, С.А. Гатина

Научный руководитель: д.т.н., профессор И.П. Семенова

*Уфимский государственный авиационный технический
университет, г. Уфа*

Титан и его сплавы широко применяются в медицине при изготовлении ортопедических и дентальных имплантатов, что обусловлено их исключительной биосовместимостью, хорошим сопротивлением коррозии и высокой удельной прочностью [1]. Современные исследования показали, что наиболее популярные ($\alpha+\beta$)-титановые сплавы Ti-6Al-4V и Ti-6Al-7Nb при длительном применении оказывают гистотоксический эффект на организм человека, что

обусловлено выделением V и Al в ионном виде [2]. Кроме того, они обладают высоким модулем упругости (>110 ГПа) по сравнению с человеческой костью (30 ГПа) [1]. При этом большая разница в значениях модуля Юнга материала имплантата и кости может привести к адаптивной перестройке, резорбции кости и расшатыванию протеза, что ведёт к дополнительному хирургическому вмешательству [1]. В связи с этим проблема по поиску новых материалов, обладающих высокой биосовместимостью, коррозионной стойкостью, прочностью, в сочетании с низким модулем упругости, остаётся актуальной [3].

В последнее время большое внимание уделяется β - и псевдо- β -титановым сплавам, которые не содержат элементов, оказывающих негативное влияние на организм человека, а также обладают более низким модулем упругости по сравнению с α - и $(\alpha+\beta)$ -титановыми сплавами [2]. К таким метастабильным β -титановым сплавам относится сплав Ti-15Mo, который разработан для изготовления устройств, фиксирующих позвоночник [4]. Данный сплав применяют в однофазном β -состоянии, в котором он имеет наименьший модуль упругости (80 ГПа), но при этом характеризуется низким уровнем прочности (не более 1000 МПа). Одним из основных способов повышения механических свойств β -титановых сплавов является термическая обработка (ТО), включающая закалку на твердый раствор и старение. При этом в результате распада пересыщенного β твердого раствора происходит выделение частиц вторых ω и α фаз, которые оказывают значительное влияние на механические свойства сплава, в том числе, на модуль упругости [3].

Таким образом, целью данной работы является исследование влияния температуры старения на морфологию и распределение вторых фаз, а также взаимосвязь структурных параметров с модулем упругости и механическими свойствами сплава Ti-15Mo.

Объектом исследования являлся псевдо- β -титановый сплав Ti-15Mo в однофазном β -состоянии со средним размером равноосных рекристаллизованных зерен 32 мкм, полученном закалкой в воду с температуры 810 °C (рис.1, а).

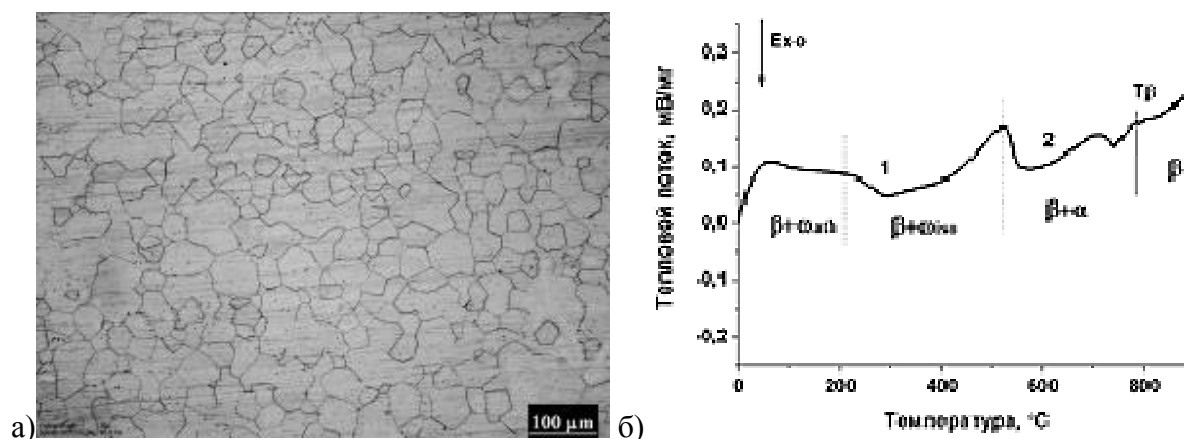


Рис. 1. Микроструктура (а) и ДСК кривая (б) сплава Ti-15Mo в исходном однофазном β -состоянии

Сплав подвергался старению в диапазоне температур 350...600 °C, соответствующим температурам выделения ω - и α -фаз [5] (рис.1,б), время выдержки в печи составляло 2 часа. Микроструктурные исследования проводили на оптическом микроскопе Olympus (ОМ) и просвечивающем электронном микроскопе JEM 2100 (ПЭМ) с ускоряющим напряжением 200 кВ, рентгенофазовый анализ (РФА) - на дифрактометре Rigaku Ultima IV (использовали CuK_{α} - излучение). Температуры фазовых превращений определялись с помощью дифференциальной сканирующей калориметрии (ДСК) на установке Netzsch Geraetebau STA 409 PC/4/H со скоростью нагрева 10 К/мин. Измерение микротвердости проводили на микротвердомере Omnimet с нагрузкой 300 г и временем выдержки 10 с, определение модуля упругости - с помощью ультразвукового импульсного метода на приборе Isonic 2010M.

На рисунке 2 представлены ПЭМ изображения сплава Ti-15Mo после старения при температурах 350...600 °С. Обнаружено, что в интервале температур 350...500 °С идет равномерно по всему объему зерна выделение высокодисперсных частиц изотермической ω -фазы, размер которых увеличивается с повышением температуры. Согласно [6], ω -частицы гомогенно путем диффузионного сдвига выделяются в обедненных легирующими элементами (Mo) областях β -раствора. При температурах старения 350, 400 °С наблюдается равноосная изотермическая ω -фаза, размер которой не превышает 15 нм, а при температурах 450 и 500 °С структура характеризуется присутствием эллипсоидных частиц ω -фазы размером 50 и 60 нм соответственно (рис. 2,а,б,в,г). Данная форма ω -частиц характерна для титановых сплавов с небольшим различием в атомных радиусах матрицы и легирующего элемента (Nb, Mo) [6].

На электронограмме, снятой с микроструктуры после старения при 500 °С, обнаружены рефлексы, принадлежащие ω - и α -фазам (рис.2,г). Существует две основных точки зрения относительно механизмов перехода от ($\beta+\omega$)- к ($\beta+\alpha$)-структуре. Согласно первой, идет прямое превращение ω -фазы в пересыщенную α -фазу с последующим ее обеднением [6]. Согласно второй версии, происходит самостоятельное зарождение α -фазы на границах зерен, дислокациях или границах раздела β/ω -фазы и последующий рост α -частиц с одновременным растворением ω -фазы [6]. Установлено, что старение при 550 °С ведет к выделению как в теле β -зерна, так и по его границам тонкой игольчатой α -фазы (рис.2,д). Повышение температуры старения до 600 °С вызывает рост толщины α -пластин с 50 до 180 нм и рост их длины с 4 мкм до 10 мкм (рис.2,е).

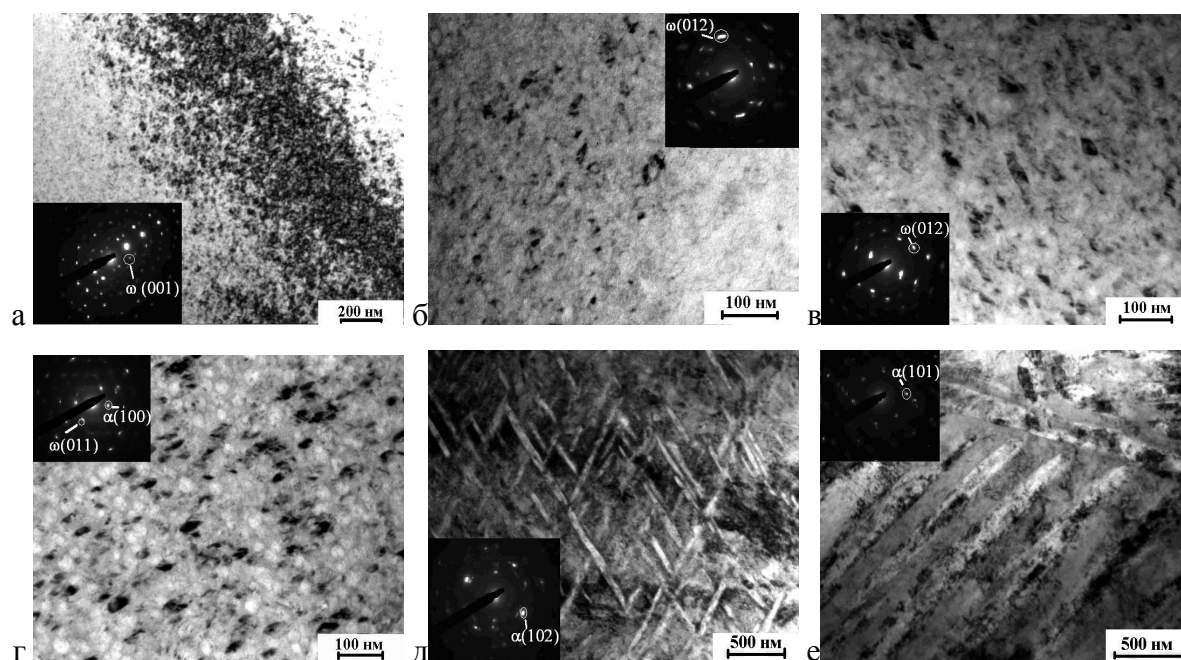


Рис. 2. Микроструктура сплава Ti-15Mo после старения при:

а - 350 °С; б - 400 °С; в - 450 °С; г - 500 °С; д - 550 °С; е - 600 °С. ПЭМ

На рисунке 3 представлены результаты исследования влияния температуры старения на изменения фазового состава, модуля упругости и микротвердости сплава. В однофазном β -состоянии, как и ожидалось, сплав обладает наименьшими значениями модуля упругости и микротвердости, что обусловлено ОЦК решеткой. Старение при 350 °С привел к выделению в сплаве 18 % ω -фазы (рис.3,а), что вызвало существенное повышение модуля упругости с 82 до 134 ГПа (рис.3,б) и микротвердости с 3250 до 5400 МПа. Известно, что ω -фаза с гексагональной решеткой вносит наибольший вклад в увеличение прочности и модуля упругости сплава [3]. График зависимости микротвердости (рис.3,в) от температуры старения носит гауссовский характер распределения с максимумом в точке 400 °С, которая соответствует наибольшему содержанию ω -фазы. С увеличением температуры старения происходит постепенный рост и растворение частиц ω -фазы (рис.3,а). Снижение ее объемной доли приводит к уменьшению модуля упругости и микротвердости сплава (рис.3,б,в). При дальнейшем

повышении температуры нагрева происходит растворение ω -фазы и выделение частиц α -фазы. При 500 °С в сплаве сосуществуют все три фазы (ω - 10%, α - 10%, β - 80%). Старение при 550 °С приводит к полному растворению ω -фазы. При нагреве до 600 °С объемная доля α -фазы достигает 38%. модуль упругости снижается до 101 ГПа, а микротвердость до 3500 МПа. Полученные результаты согласуются с данными, полученными в работах [3,6], где было показано, что модули Юнга фаз, содержащихся в титановых сплавах, увеличиваются в следующем порядке $E_\beta < E_\alpha < E_\omega$.

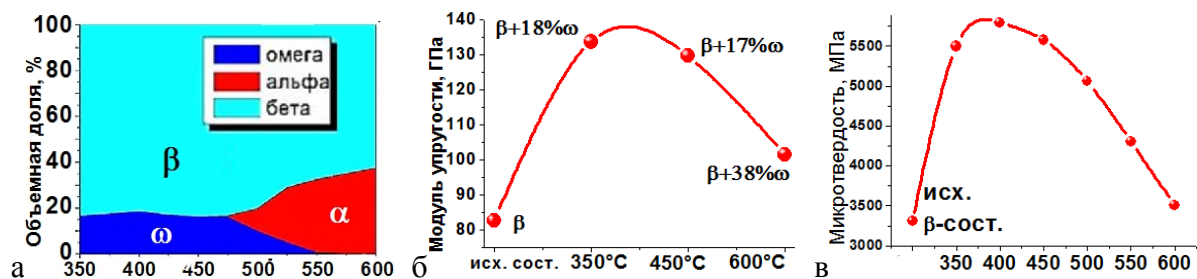


Рис. 3. Влияние ТО сплава Ti-15Mo на фазовый состав и модуль упругости

Установлено влияние морфологии ω - и α -фаз на механические свойства сплава Ti-15Mo в зависимости от температуры старения:

а) в интервале температур 350 ... 450 °С происходит выделение наноразмерных частиц ω -фазы эллипсоидной формы, значительно увеличивающих микротвердость (5400 МПа) и модуль упругости сплава (134 ГПа);

б) в интервале температур 500 ... 550 °С происходит одновременное выделение α -фазы с полным растворением ω -фазы, приводящее к снижению микротвердости до 3750 МПа, а после нагрева при 600 °С – дальнейшее снижение микротвердости до 3500 МПа и модуля упругости 101 ГПа за счет укрупнения частиц вторичной α -фазы.

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки в рамках ФЦП "Исследования и разработки по приоритетным

направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы “ соглашение №14.604.21.0084 от 30.06. 2014г.

Литература

1. D.M. Brunette, P. Tengvall, M. Textor, P. Thomsen Titanium in medicine, Springer, 2001, 783-789
2. M.B. Nasab and M.R Hassan./ Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2010; 24(1):69-82.
3. Y.L. Hao, M. Niinomi et al., Metall. Mater. Trans. 33A (2002) 3137.
4. V. R. Jablovkov et al., Journal of ASTM International Volume 2, Issue 8, 2005, 83-102
5. ATI 15Mo™ Titanium Alloy ATI 15Mo™ $\alpha + \beta$ Titanium Alloy Precipitation Hardening Stainless Steel
6. S. Nag, R. Banerjee, R. Srinivasan, J.Y. Hwang, M. Harper, H.L. Fraser Acta Materialia 57 (2009) 2136–2147.

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ФОРМЫ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПО АВТОДИННОМУ СИГНАЛУ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ЛАЗЕРА С ПОМОЩЬЮ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЙ

Ю.Н. Гаврюшина

Научные руководители: д.ф.-м.н., профессор Д.А. Усанов,

к.ф.-м.н. Е.О. Кащавцев

Саратовский государственный университет

имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов

Полупроводниковый лазерный автодин применяется для измерения параметров сложных движений биологических объектов [1-3].

Актуальным направлением является диагностика сердечно-сосудистой системы с помощью лазерного автодина [3,4], в том числе проблема восстановления сложного движения объекта по автодинному сигналу лазера [2,5,6].

Целью данной работы является исследование возможности восстановления формы пульсовой волны по сигналу полупроводникового лазерного автодина с применением вейвлет-преобразований.

Для измерения использовался лазерный диод типа RLD-650 с характеристиками: мощность излучения 5 мВт, длина волны излучения 654 нм.

При проведении измерений лазерный луч направлялся на поверхность кожи в области запястья, где лучевая артерия расположена ближе к поверхности кожи. Автодинный сигнал регистрировался в течение времени, соответствующего нескольким кардиоинтервалам. На рис. 1,а представлен автодинный сигнал, соответствующий четырем кардиоинтервалам:

При обработке автодинного сигнала для восстановления функции движения стенки лучевой артерии - формы пульсовой волны, был применён следующий метод. Функция, характеризующая продольные движения объекта, может быть представлена в виде:

$$f(t) = K_{\psi_1}^{-1} \iint_{-\infty}^{\infty} C(a, b) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi_1 \left(\frac{t-b}{a} \right) \frac{da db}{a^2}, \quad (1)$$

где

$$C(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi_1 \left(\frac{t-b}{a} \right) dt. \quad (2)$$

Здесь ψ_1 - базисная вейвлет-функция, $C(a, b)$ - коэффициенты вейвлет-разложения функции $f(t)$ по базису ψ_1 , K_{ψ_1} - постоянная величина, определяемая базисной вейвлет-функцией. При обработке сигнала в качестве базисной вейвлет-функции был выбран WAVE-вейвлет.

$$\psi_1(x) = -xe^{\frac{-x^2}{2}}. \quad (3)$$

Введем в рассмотрение функцию $S(t)$, такую, чтобы ее спектр с точностью до постоянного множителя соответствовал спектру восстанавливаемого сигнала:

$$S(t) = \frac{dU/dt}{\pm\sqrt{1-U^2(t)}}, \quad (4)$$

где $U(t) = \cos(\theta + \frac{4\pi}{\lambda}f(t))$ - нормированная переменная составляющая автодинного сигнала. Запишем (4) с учетом интегрального представления функции $f(t)$ (1):

$$S(t) = \frac{4\pi}{\lambda \cdot K_{\psi_1}^{-1}} \iint_{-\infty}^{\infty} C(a, b) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi_2\left(\frac{t-b}{a}\right) \frac{da db}{a^2}, \quad (5)$$

где ψ_2 - производная от базисной вейвлет-функции ψ_1 (3).

Построив на основе автодинного сигнала функцию $S(t)$, разложим ее по вейвлет-базису $\psi_2(t)$ для получения коэффициентов вейвлет-разложения $C(a, b)$:

$$C(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\lambda}{4\pi} \cdot S(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi_2\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (6)$$

Затем, используя полученные вейвлет-коэффициенты, выполним обратное преобразование, используя базис ψ_1 и восстановим вид функции [6], описывающей движения стенки сосуда.

На рис. 1,б показана форма пульсовой волны, восстановленная из автодинного сигнала, изображенного на рис. 1,а.

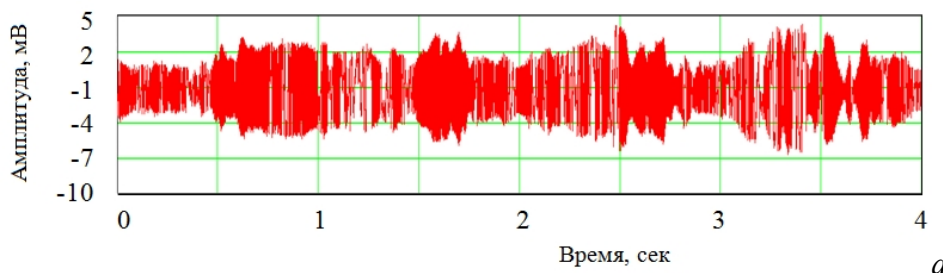




Рис.1. *а* – автодинный сигнал полупроводникового лазера,
б – форма пульсовой волны, восстановленная из автодинного сигнала с использованием
 вейвлет-преобразований

Таким образом, показана возможность восстановления формы пульсовой волны по сигналу полупроводникового лазерного автодина с применением вейвлет-преобразования. Результаты измерения формы пульсовой волны в дальнейшем могут быть применены для диагностики состояния сосудов.

Литература

1. Усанов Д.А., Мареев О.В., Скрипаль А.В., Камышанский А.С. Измерение амплитуды колебаний барабанной перепонки по спектру автодинного сигнала полупроводникового лазера на квантоворазмерных структурах // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2004. №8-9. С.94-97.
2. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Метод измерения внутриглазного давления с помощью полупроводникового лазерного автодина // Письма в ЖТФ. 2012. Том 38, № 3. С. 69-74.
3. Hast J., Myllyla R., Sorvoja H., Miettinen J. Arterial pulse shape measurement using self-mixing effect in a diode laser // Quantum Electronic 2002. Vol. 32. No. 11. P. 975-980.
4. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Кащавцев Е.О.. Определение формы пульсовой волны по сигналу полупроводникового лазерного автодина // Письма в ЖТФ. 2013. Том 39, № 5. С. 82-87.

5. Усанов Д.А., Постельга А.Э., Дорошенко А.А. Восстановление сложного движения участка тела человека по сигналу радиоволнового автодина с использованием вейвлет-преобразований // Медицинская физика. 2013. № 1 (57). С. 78-84.

6. Усанов Д.А., Скрипаль Ал.В., Скрипаль Ан.В. Лазерные автодинные технологии для анализа нано- и биомедицинских систем. - Саратов, 200.- 204 с.: ил. (электронное издание).

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА СТУДЕНТОВ В ПЕРИОД ЭКЗАМЕНАЦИОННОЙ СЕССИИ

Е.И. Коваленко

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.И. Дралина

Саратовский филиал «Медицинский институт «РЕАВИЗ», г. Саратов

Сессия – это период сдачи экзаменов в учебном заведении, во время которого повышается психоэмоциональное напряжение, и для некоторых заканчивается стрессом, что может привести к неблагоприятным изменениям в организме человека.

Проблема изучения, оценки и прогнозирования функционального состояния человека при стрессогенных ситуациях (сессии) актуальна и в настоящее время.

Существуют различные методы оценки функционального состояния организма: объективные (физиологические, поведенческие) и субъективные. Физиологические методы рассматриваются многими исследователями в качестве базовых. Они позволяют оценить функциональное состояние систем организма и работоспособность человека.

При всем многообразии физиологических методов оценки функционального состояния необходимо выбрать те из них, которые являлись бы наиболее информативными, наименее затратными и максимально удобными для применения в любых условиях.

Одним из таких методов оценки функционального состояния человека является аурикулярная диагностика по системе «Биорефер» и методика самочувствия, активности и настроения (САН).

Аурикулярная диагностика – это метод традиционной диагностики, основанный на анализе изменений электрической активности в акупунктурных точках ушной раковины, позволяющий определять нарушение функций внутренних органов и систем организма.

Название «Биорефер» появилось от двух слов: греческого *bio* - жизнь и французского *repere*, которое означает опорную или проверочную точку.

Методика «Биорефер» учитывает индивидуальную электропроводность и поэтому обладает высокой достоверностью.

Электронное обеспечение, компактность и портативность технического оснащения позволяет проводить оценку функционального состояния практически в любых условиях.

Реперный подход зарекомендовал себя в качестве метода ранней диагностики патологических состояний, когда процесс протекает только лишь на функциональном уровне и не выявляется общепринятыми методами обследования.

Методика САН нашла широкое распространение для оперативной оценки психологического состояния больных и здоровых лиц, психоэмоциональной реакции на нагрузку, для выявления индивидуальных особенностей и биологических ритмов психофизиологических функций.

Нами было проведено обследование функционального состояния 10 студентов 3 курса в период весенней экзаменационной сессии. Оценка функционального состояния проводили в 3 этапа в процессе их обучения,

используя физиологические методы, включающие измерение ЧСС, АД, методику «Биорепер» с применением лечебно-диагностического комплекса ДиаДЭНС-ПК, методику «САН».

На I этапе (за 2 суток до экзамена во время проведения консультации) определялись фоновые значения функционального состояния студентов. Для этого измерялись показатели систолического и диастолического артериального давления, частота сердечных сокращений, проводилась экспресс-оценка по методике «Биорепер» в 30 аурикулярных точках на каждом ухе, характеризующих состояние сердечно-сосудистой, дыхательной, эндокринной, пищеварительной, нервной, мочеполовой, иммунной систем. Самочувствие оценивалось по методике «САН». Для проведения экспресс-диагностики была разработана схема, которая позволяет получить необходимую информацию о функциональном состоянии человека при использовании минимального количества тестируемых аурикулярных точек.

Исследование по «Биореперу» проводилось на индивидуальном для каждого человека тестирующем напряжении. Определялось значение силы тока в мкА в тестируемой точке, характеризующее энергетическое состояние исследуемых органов и систем. Соответствие силы тока в аурикулярных точках степени выраженности и направленности функциональных изменений в исследуемых органах и системах представлено в таблице 1.

На II этапе проводилось исследование аналогичных показателей за 20 минут до экзамена и на III этапе – после экзамена.

При анализе полученных данных до и после экзамена выявлены достоверные различия показателей самочувствия, активности, настроения, артериального давления у всех испытуемых (табл.2).

Таблица 1

Взаимосвязь силы тока в аурикулярных точках и направленности функциональных изменений в исследуемых органах и системах

Сила тока в АТ, мкА	<1	1	2-3	4-7	8-11	12-15
Степень выраженности патологии	Умеренная и выраженная	Слабо выраженная	Норма	Слабо выраженная (пограничные состояния)	Умеренная	Выраженная
Направленность функциональных изменений	Гипофункция		Норма	Гиперфункция		

Таблица 2

Изменение показателей функционального состояния в период экзаменационной сессии

Показатели	Перед экзаменов		После экзамена
	За 2 суток (фоновые значения)	За 20 минут	
ЧСС	60-80 ударов в минуту	Повышается на 10-30 %	Нормализуется
АД	100/70-125/85	Повышается на 10-20%	Нормализуется
Самочувствие	4,2-5,5	Понижается (3,7-4,5)	Повышается до фоновых значений в зависимости от результата экзамена
Активность	5-5,4	Понижается (4,0-4,7)	
Настроение	4,7-5,3	Понижается (3,5-4,5)	

На левой ушной раковине выявлены изменения показателей силы тока за 2 суток и 20 минут до экзамена в тестируемых точках сердца (АТ100), гипертензия (АТ105), легкого (АТ101), гипофиза (АТ28), гипоталамуса (АТ26а), что свидетельствует о напряжении функционального состояния кардио-респираторной и нервной систем (гипоталамо-гипофизарная область отвечает за регуляцию эмоционального состояния). При измерениях в точках правой ушной раковины отмечались

явления активации нервной системы (АТ35 и АТ51), психовегетативного равновесия (АТ82), гипофиза (АТ28), гипоталамуса (АТ26а), легкого (АТ101) и сердца (АТ100). После экзамена у 50% студентов сохранялось напряжение в АТ82, АТ100, что характерно для лиц с эмоциональной лабильностью.

Полученные данные свидетельствуют, что при формировании функциональной системы организма студентов в ответ на экзамен, как и ожидалось, ведущее значение имели сердечно-сосудистая и нервная системы.

Обследование с применением методики «Биорепер» является неинвазивной, экономичной и информативной манипуляцией, которая может быть использована для прогнозирования и коррекции функционального состояния человека, включенного в различные виды деятельности.

ВЫДЕЛЕНИЕ ЭПИЛЕПТИФОРМНОЙ АКТИВНОСТИ НА ОСНОВЕ ОЦЕНКИ СТАРШЕГО ЛЯПУНОВСКОГО ПОКАЗАТЕЛЯ ПО РЕАЛИЗАЦИИ ЭЭГ

Т.М. Голова

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент И.В. Сысоев

*Саратовский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

Известно, что электроэнцефалография (ЭЭГ) является одним из самых популярных методов изучения мозговой деятельности. Поскольку динамика биологических систем содержит сложную, хаотическую составляющую, применение аппарата нелинейной динамики как нельзя

лучше позволяет оценить, насколько предсказуемо функционирует исследуемая система. Одним из способов такой оценки является расчёт старшего ляпуновского показателя Λ [1].

Целью данной работы является оценка изменения сложности сигнала по реализациям различных отведений ЭЭГ (теменная кора и ядра таламуса) при переходе от нормальной к эпилептиформной активности головного мозга. Экспериментальные данные получены от крыс линии WAG/Rij в университете города Неймеген (Нидерланды). Характерной особенностью этих крыс является наличие на ЭЭГ спонтанно возникающих разрядов – основных электроэнцефалографических признаков неконвульсивной или так называемой абсансной формы эпилепсии. Считается, что основные структуры, принимающие участие в формировании абсансных эпилептических разрядов, это кора головного мозга и таламус[2].

Старший ляпуновский показатель оценивался по скалярному временному ряду методом, предложенным в работе [3], для чего предварительно проводилась реконструкция фазового пространства методом временных задержек [4].

Методы тестировались на хорошо изученных эталонных нелинейных системах (генераторы Анищенко-Астахова, Кияшко-Пиковского-Рабиновича, автогенератор с 1,5 степенями свободы, системы Рёсслера и Лоренца). Была установлена зависимость значения Λ от параметров метода: времени разбегания траекторий T , максимально возможного расстояния до новой точки старта возмущенной траектории D и угла между старым и новым векторами возмущения A .

Процедура оценки старшего ляпуновского показателя с помощью исследования зависимости результата расчёта от параметров T , D и A была применена к экспериментальным данным ЭЭГ крыс – моделей абсан-эпилепсии. По реализациям отведений Cortex 6 (шестой слой теменной

коры) и Posterior (постериальное ядро таламуса) были найдены эпилептические разряды.

Далее все детектированные абсансные разряды были разделены на короткие (длительностью до 10 секунд) и длинные (длительностью больше 15 секунд) и из них были выбраны участки длиной 4 и 15 секунд соответственно при интервале выборки 0,000488125 с. Для фона исследовались аналогичные по длине участки непосредственно перед соответствующим разрядом. Разряды выбирались так, что ни до, ни во время них не было артефактов. Таким образом, по реализациям ЭЭГ четырёх крыс удалось найти 99 коротких абсансных разрядов и 17 длинных. Было показано, что оценка Λ , полученная по реализациям длиной 4 секунды, как до, так и во время разряда, является завышенной по сравнению с той, что получена по длинным временным рядам.

Результаты расчета старших ляпуновских показателей, полученные по длинным разрядам и участкам фона до них отведений Cortex 6 и Posterior ЭЭГ четырёх крыс, усреднены и представлены в таблице 1.

Старшие ляпуновские показатели, рассчитанные по коротким реализациям, значительно больше тех, что получены по длинным, что может быть обусловлено недостаточностью длины временного ряда. Оценка старшего ляпуновского показателя во время разряда уменьшается по сравнению со значением, рассчитанным по участку фоновой ЭЭГ до него, что свидетельствует о снижении сложности сигнала ЭЭГ при переходе от нормальной к эпилептиформной активности.

Таблица 1

Оценка Λ по пятнадцатисекундным участкам ЭЭГ крыс

Отведение	Cortex	Posterior
До разряда	0.275	0.248
Во время разряда	0.191	0.172

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда, грант №14-12-00291.

Литература

1. Безручко Б.П., Смирнов Д.А., «Математическое моделирование и хаотические временные ряды», Саратов: ГосУНЦ "Колледж", 2005. 320 с.
2. Meeren H.K., Veening J.G., Pijn J.P., Van Luijtelaar E.L, Coenen A.M., Lopes da Silva F.H. Cortical focus drivers widespread corticothalamic networks during spontaneous absence seizures in rats // Journal of Neuroscience. 2002; 22:1480-1495
3. Wolf A., Swift J.B., Swinney H.L., Vastano J.A. Determining Lyapunov exponents from a time series // Physica D. 1985. Vol. 16. P. 285.
Packard N, Cruthfield J, Farmer J and Shaw R. Geometry from a Time Series. Phys. Rev. Lett. 1980; 45:712-716.

СПОСОБ ФОРМИРОВАНИЯ СЕРЕБРОСОДЕРЖАЩЕГО БИОСОВМЕСТИМОГО ПОКРЫТИЯ

К.С. Пятакова, Е.Д. Перинская

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.В. Перинская

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

Известны способы формирования антимикробных биопокровов для изделий медицинского назначения. На сегодняшний день наиболее проработанным способом получения биопокровов с антимикробными свойствами является получение серебросодержащего плазмонапыленного биопокровов, который включает в себя следующие этапы:

- предварительная подготовка серебрясодержащего раствора (AgNO_3);
- пропитка порошка гидроксиапатита полученным серебрясодержащим раствором;
- подготовка поверхности имплантата с нанесением титанового подслоя;
- формирование серебрясодержащего покрытия электроплазменным напылением слоя гидроксиапатита, пропитанного серебрясодержащим раствором.

Недостатком данного способа является то, что получение серебрясодержащего покрытия происходит при трудно контролируемых параметрах технологической операции пропитки частиц гидроксиапатита раствором нитрата серебра (AgNO_3), что классифицирует способ, как трудно воспроизводимый с низким выходом годных изделий.

Разработанный нами способ позволяет получать серебрясодержащее биопокрывание, с развитой морфологией поверхности, с антимикробным эффектом в прилежащих к эндопротезу тканях с высокой воспроизводимостью и управляемостью, присущей методу ионной имплантации, в котором автоматически контролируется и воспроизводится не только энергия и доза внедряемых ионов серебра, но и профиль их распределения в серебрясодержащем биопокрывании, что способствует увеличению выхода годных изделий при остеоинтеграции имплантата.

Этапы разработанной технологии:

- предварительная обработка поверхности титанового имплантата с помощью струйной обработки порошком электрокорунда с размером частиц 150-200 мкм под давлением 6,5 атм;
- плазменное напыление титанового подслоя на поверхность титановой основы имплантата. Наиболее рациональное регулирование

мощности дуги, параметров напыления и качества получаемого покрытия обеспечивается при максимально возможном напряжении при 35 В и силы тока 450 А;

– плазменное напыление порошка гидроксиапатита (ГА) дисперсностью 40-70 мкм с дистанцией напыления 80 мм, при силе тока 450 А, напряжении 35 В, и расходе аргона 60-65 л/мин.

– получение серебросодержащего биопокрyтия на поверхности гидроксиапатитового покрытия титанового имплантата имплантацией ионов серебра на установке ионного легирования («Везувий-5») с энергией ионов серебра (Ag^+) $50 \pm 5 \text{ кэВ}$ и дозой $1,2 \cdot 10^{16} - 1,8 \cdot 10^{16}$ ион/см² без дополнительного нагрева имплантата.

Из приведенных экспериментально полученных данных (рис.1), видно, что оптимальными значениями энергии и дозы ионов серебра для получения серебросодержащего биопокрyтия титанового имплантата при ионной имплантации являются соответственно $E = 50 \pm 5 \text{ кэВ}$ и $\Phi = 1,2 \cdot 10^{16} - 1,8 \cdot 10^{16}$ ион/см² (К - коэффициент выхода годных имплантатов при остеоинтеграции в %, характеризующий увеличение времени до появления первых симптомов отторжения).

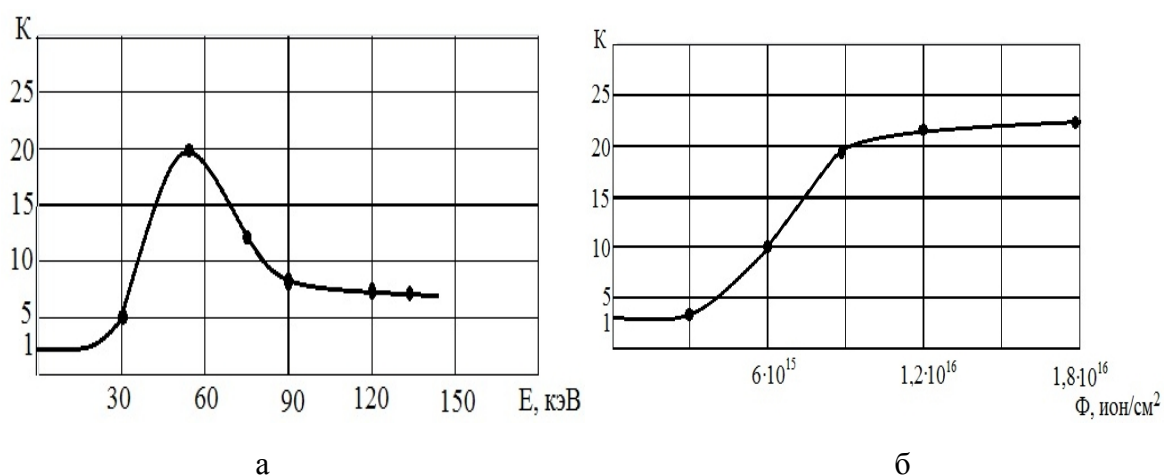


Рис.1. Экспериментальные зависимости коэффициента выхода годных имплантатов

(K): а - от энергии и б- дозы ионов серебра

(●- экспериментальные средние значения 20 экспериментов)

По результатам работы подана заявка на патент «Способ формирования серебросодержащего биопокрытия на титановом имплантате».

Литература

1. Лясникова А.В. Биосовместимые материалы и покрытия нового поколения: особенности получения, наноструктурирование, исследование свойств, перспективы клинического применения / А.В. Лясникова и др. - Саратов: Научная книга, 2011. - 220 с.

2. Патент на изобретение №2458707 / Перинская И.В., Перинский В.В., Муктаров О.Д., Лясников В.Н. // Способ изготовления внутрикостного стоматологического имплантата с ионно-лучевой модификацией плазмонапыленного многослойного биоактивного покрытия.- 2012.

3. Perinskaya I. V., Lyasnikov V. N., Perinskii V. V., Muktarov O. D. Synthesis of Electropasma-Sprayed Hydroxyapatite Coatings on Titanium Surface by Ion-Beam Processing / I. V. Perinskaya, V. N. Lyasnikov, V. V. Perinskii, O. D. Muktarov // Inorganic Materials: Applied Research, 2014.- Vol. 5.- №. 2. – p.159-163.

4. Лясникова А.В. Теоретические исследования физико-химических процессов формирования и функционирования серебросодержащих наноструктурированных покрытий / А.В. Лясникова // Вестник Саратовского государственного технического университета. - 2009. - № 2 (38). - С. 80-86.

5. Лясникова А.В. Разработка теории формирования наноструктурированных антибактериальных покрытий для медицинского применения / А.В. Лясникова // Нанотехника. - 2009. - № 1 (17). - С. 73-79.

СПЕКТРАЛЬНАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ ДИМЕРОВ УРАЦИЛ-ЦИТОЗИН В КОНДЕНСИРОВАННОМ СОСТОЯНИИ

С.Д. Бекешев, П.М. Элькин*, В.В. Смирнов, О.М. Алыкова

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор М.Д. Элькин

Астраханский государственный университет, г. Астрахань

**Энгельсский технический университет Саратовского государственного
технического университета имени Гагарина Ю.А., г. Энгельс*

Цитозин ($C_4N_2OH_3NH_2$) и урацил ($C_4N_2O_2H_4$) относятся к группе пиримидиновых производных, являющихся базовыми фрагментами (рис. 1) простейших оснований нуклеиновых кислот. Интерпретация колебательных спектров мономеров и димеров соединений, основанная на результатах модельных квантовых расчетов параметров адиабатического потенциала в рамках метода функционала плотности DFT/B3LYP [1] предложена в публикациях [2-5]. Подтверждено, что в димерах цитозина и урацила механизмом димеризации является сильная водородная связь типа $NH\cdots O=C$. В димерах урацила может иметь место и слабая водородная связь типа $CH\cdots O=C$. В этих работах построение структурно-динамических моделей урацила и цитозина осуществлено в ангармоническом приближении теории молекулярных колебаний. В данном классе соединений для предварительной оценки ангармонического смещения полос в колебательных спектрах может быть применена процедура масштабирования частот колебаний [6], поскольку различие с результатами квантовых ангармонических расчетов частот фундаментальных колебаний не превышает величины $\sim 30\text{ см}^{-1}$ для диапазона выше 1400 см^{-1} . Для низкочастотного диапазона (ниже 1000 см^{-1}) такое отличие вдвое меньше.

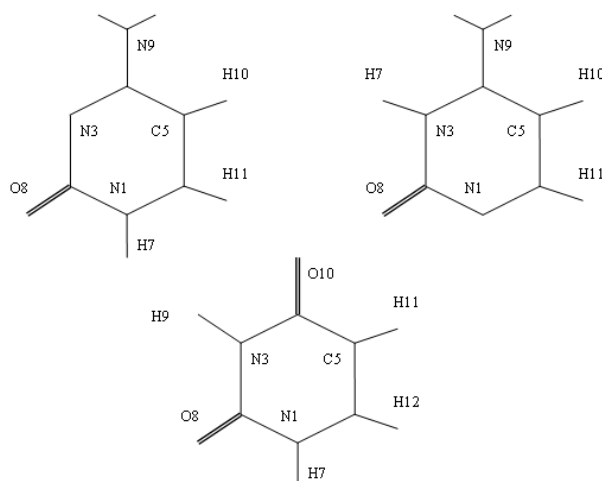


Рис. 1. Молекулярные диаграммы N1, N3 цитозина и урацила

Выбор базиса для модельных квантовых расчетов принципиального значения не имеет, поскольку смещение полос является величиной того же порядка, а для большинства полос энергетическая щель между ними больше указанных различий. Тем не менее, предпочтение следует отдать базисам 6-311 (G^{**} , $+G^{**}$, $++G^{**}$). Отметим только, что можно пренебречь учетом поляризационных параметров базиса (+, ++).

На основе результатов модельных расчетов спектра фундаментальных колебаний димеров цитозина и урацила весь набор частот можно разделить на две группы. К первой группе можно отнести колебания циклических фрагментов соединений, ко второй – валентные (q_{NH}) и неплоские деформационные (ρ_{NH}) колебания связей NH. Смещение полос по сравнению с мономерами для первой группы не превосходит величины $\sim 50 \text{ см}^{-1}$ и касается, в основном, высокочастотного диапазона. Для второй группы смещение полос достигает соответственно величин $\sim 450 \text{ см}^{-1}$ и 300 см^{-1} . Для спектральной идентификации димеров в первую очередь следует использовать полосы, интерпретированные как неплоские деформационные (ρ_{NH}) колебания связей NH, а также полосы, отнесенные к плоским деформационным колебаниям связей NH (β_{NH}).

Результат разделения набора фундаментальных частот на две группы был использован для построения структурно-динамических моделей монозамещенных цитозина и урацила в конденсированном состоянии и установления признаков их спектральной идентификации. Совпадения с имеющимися экспериментальными данными [8,9] по колебательным спектрам полностью подтвердили достоверность полученных результатов модельных расчетов структуры и спектра, что дает основание использовать этот подход и для построения структурно-динамических моделей димеров цитозин-урацил.

Для оценки колебательных состояний исследуемых молекулярных объектов авторами было использовано известное соотношение:

$$E_v = \nu_s \left(n_s + \frac{1}{2} \right) + \chi_{sr} \left(n_s + \frac{1}{2} \right) \left(n_r + \frac{1}{2} \right) \quad (1)$$

Оценка ангармонических констант χ_{sr} осуществлялась по соотношениям, предложенным в работе [7]. Необходимые для этого значения кубических и квартичных силовых констант заимствованы из публикаций [2-5].

Результаты предсказательных модельных квантовых расчетов структуры и спектров димеров урацил-цитозин дают основание утверждать, что проявляющиеся закономерности в характеристиках полос в оптических колебательных спектрах исследуемых молекулярных объектов являются общими для всего класса урациловых и цитозиновых оснований ДНК. Весь набор фундаментальных колебаний можно отнести к колебаниям урацилового и цитозинового фрагментов, к колебаниям связей NH, участвующим в образовании водородных связей. Установленные закономерности позволяют выявить признаки спектральной идентификации исследуемого класса молекулярных объектов.

Литература

1. Элькин М.Д. Моделирование адиабатических потенциалов моногидроксиазаурацилов в конденсированном состоянии / М.Д. Элькин, В.В. Смирнов, Е.А. Джалмухамбетова, О.Н. Гречухина, О.М. Алыкова, А.Р. Гайсина, Н.А. Равчеева // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии .-2013 .- № 2 (22) .-С. 63-72.
2. Элькин М.Д. Моделирование колебательных состояний урациловых оснований ДНК и их спектральная идентификация /Элькин М.Д., Смирнов В.В., Степанович Е.Ю., Пулин В.Ф., Лихтер А.М., Гречухина О.Н. //Вестник Саратовского государственного технического университета .-2013 .- № 1 (69) .-С. 74-79.
3. Элькин М.Д. Системный анализ результатов модельных расчетов параметров адиабатического потенциала 5Х-замещенных урацила в конденсированном состоянии / М.Д. Элькин, В.В. Смирнов, Е.А. Джалмухамбетова, О.Н. Гречухина, О.М. Алыкова // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии .-2013 .- № 3 (23) .-С. 78-85.
4. Элькин М.Д. Структурно-динамические модели гидроксцитозинон / М.Д. Элькин, В.В. Смирнов, Е.А. Джалмухамбетова, О.М. Алыкова, А.Р. Гайсина, В.И. Коломин, Н.А. Равчеева //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии .-2013 .- № 1 (21) .-С. 102-110.
5. Элькин М.Д. Структурно-динамические модели и спектральная идентификация конформеров дигидроксиурацила и дигидроксиазаурацилов / М.Д. Элькин, О.Н. Гречухина, Е.А. Джалмухамбетова, А.Р. Гайсина, М.В. Карташов, Н.А. Равчеева //Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии .-2013 .- № 1 (21) .-С. 93-101.
6. Элькин М.Д. Учет ангармонического смещения полос в модельных расчетах колебательных спектров димеров с водородной связью / М.Д.

Элькин, Л.М. Бабков// Известия СГУ. Серия «Физика». – 2011. – Т.11, № 1. – С. 20 – 25.

7. Gaussian 03. Revision B.3. / M.J.Frish [et.al]. Pitttsburgh PA.: Gaussian Inc., 2003.

8. Rozenberg M., Shoham G., Reva I., Fausto R. Low temperature Fourier transform infrared spectra and hydrogen bonding in polycrystalline uracil and thymine // Spectrochim. Acta. 2004. Vol.60 A. P.2323-2330.

9. Yarasi S., Billingham B.E., Loppnow G.R. Vibrational property of thymine and uracyl and their isotopomers // J. Raman Spectroscopy. 2007. Vol. 38, № 9. P.1117-1120.

АНАЛИЗ ОСОБЕННОСТЕЙ ПЕРЕВОДА ТЕРМИНОВ В СФЕРЕ БИОТЕХНОЛОГИЙ С РУССКОГО ЯЗЫКА НА АНГЛИЙСКИЙ

Р.Р. Морозова, О.В. Чувашова, Ю.М. Брумштейн

Научный руководитель: к.т.н., доцент Ю.М. Брумштейн

Астраханский государственный университет, г. Астрахань

В настоящее время биотехнологии (БТ) - это приоритетное направление научных исследований и разработок. Они широко применяются в практике здравоохранения, сельском хозяйстве и пр. Вопросы перевода терминов в сфере БТ актуальны для понимания технической документации; чтения на английском языке научных статей, патентной документации, информационных материалов в Интернете и пр. Перевод с русского языка на английский важен при подготовке научных статей и их аннотаций [1]; выпуске продукции, предназначенной для экспорта; бизнес-деятельности и др. Неточности перевода могут приводить к неправильному пониманию текстов, не оптимальным или неверным

решениям. Поэтому анализ корректности перевода терминов с русского языка на английский достаточно актуален.

Типичным определением для БТ является (например, <https://ru.wikipedia.org/wiki/%C1%E8%EE%E2%E5%F5%ED%EE%EB%EE%E3%E8%FF>) «*Биотехнология - дисциплина, изучающая возможности использования живых организмов, их систем или продуктов их жизнедеятельности для решения технологических задач, а также возможности создания живых организмов с необходимыми свойствами методом генной инженерии*», а виды БТ это биотехнология, биомедицина, наномедицина, биофармакология, биоинформатика, бионика, биоремедиация, искусственный отбор, клонирование, гибридизация, генная инженерия.

Для анализа особенностей перевода были использованы эти термины, а также ключевые понятия из соответствующих подобластей. С учетом реалий работы пользователей исследовались лишь электронные словари и переводчики доступные через Интернет: **Prompt** (www.translate.ru); Translate.google (<https://translate.google.ru>); **Multitran** (www.multitran.ru); **Lingvo** (www.lingvo.ru); **Wikipedia** (www.wikipedia.org) - статьи публикуются на 276 языках.

Словарь **Multitran** может давать разные переводы одного и того же термина для разных «тематических областей»: *Общ.* – общее значение; *Авиа.мед.* – авиационная медицина; *ген.* – генетика; *тех.* – техника; *нано.-* нанотехнологии; *экол.-* экология; *биол.-* биология; *мед.* – медицина; *ген.инж.* – генная инженерия; *фарм.* – фармацевтика; *с.-х.* – сельское хозяйство; *мол.биол.* – молекулярная биология; *биохим.* – биологическая химия; *иммун.* – иммунология; *Макаров* – В.И. - лексикограф ВИНТИ, создавший глоссарий, который был включен в **Multitran** как отдельная группа, так как не представляется возможным разделить его на отдельные тематики.

Автоматический перевод с русского на английский язык давал одинаковые результаты для таких терминов: биомедицина, биоинформатика, биоремедиация, клонирование, кибернетика и др. Однако ряд важных терминов (таблица 1) переводился различно.

Отметим, что при «пофайловом» переводе текстов программы переводчики (ПП) обычно применяют «частотные словари встречаемости терминов»; учитывают не только отдельные слова, но и их контекст; обычно исключают одинаковый перевод разных слов стоящих только «рядом»; чаще всего не учитывают «устойчивые словосочетания» предметной области. Последняя для переводимого текста в ПП может быть задана вручную или определена автоматически – на основании частотного анализа слов в тексте. Для отдельных терминов ПП выдают «словарные статьи» с несколькими вариантами переводов – при переводе в обоих направлениях. Так, например, ПП *Prompt* переводит словосочетание «контроль и управление» как «control and management», а для термина «управление» в короткой словарной статье (СС) выдает такие варианты перевода: management, control, administration, governance, department, conducting, government. В полном варианте СС дополнительно указываются «устойчивые словосочетания» или предметная область использования соответствующего термина. Поэтому при «выверке» переводов целесообразно использовать «словарный» режим ПП.

При использовании *Translate.google* перевод является «дословным», причем он основывается на собственной базе ПП для «рейтингов популярности» выданных значений (безотносительно к конкретному тексту).

Таблица 1

Сравнение перевода терминов разными программами-переводчиками

<i>Термин</i>	<i>Prompt</i>	<i>Multitran.ru</i>	<i>Lingvo-online.ru</i>	<i>Translate.google.ru</i>	<i>Wikipedia.org</i>
Биотехнология	biotechnology	<i>Авиа.мед.</i> biological technology, <i>ген.</i> biotechnology	bioengineering, biotechnology	Biotechnology	Biotechnology
Биоинженерия	bioengineering	<i>Общ.</i> biomedical engineering, <i>авиа.мед.</i> biological engineering, <i>тех.</i> bioengineering	bioengineering	Bioengineering	Biological engineering
Наномедицина	Nanomedicine	<i>Нано.</i> nanomedicine; nanoenabled medicine; nanotechnology-enabled medicine	medicine	nanomedicine	Nanomedicine
Биоинформатика	Bioinformatics	bioinformatics	bioinformatics	Bioinformatics	Bioinforma-tics
Бионика	bionacist	<i>Общ.</i> bionics; biological cybernetics; biocybernetics	bionics	Bionics	Bionics
Искусственный отбор	Artificial selection	<i>Биол.</i> artificial selection <i>Ген.</i> artificial selection <i>Экол.</i> genetic selection	artificial selection	artificial selection	Selective breeding
Гибридизация	hybridization	<i>Общ.</i> cross, <i>биол.</i> annealing, <i>ген.</i> crossbreeding; hybridization, <i>Макаров</i> hybridization	hybridization, crossbreeding, cross	hybridization, cross	Hybridization
Генная инженерия	Genetic engineering	<i>Биол.</i> gene engineering; genetic engineering, <i>ген.инж.</i> gene manipulation, <i>экол.</i> gene technology, <i>иммун.</i> gene surgery	Genetic engineering	Genetic engineering	Genetic engineering, genetic modification
Трансгенные растения	Transgene plants	<i>Ген.инж.</i> transgenic plants	-	transgenic plants	Genetically modified crops
Селекция	selection	<i>Общ.</i> artificial selection; line breeding; selective breeding programs (Lavrov), <i>биол.</i> selection; normalizing selection, <i>ген.</i> selection	breeding c.-x., selection, artificial selection, line breeding	selection	Selective breeding, artificial selection
Гибрид	hybrid	<i>Общ.</i> crossbreed; halfbreed; bastard; hybrid; cross; mule; crossbreed; crossover; piebald; hybrid; half-breed, <i>ген.</i> hybrid	hybrid, crossbreed; mongrel	hybrid	Hybrid

Электронные словари (например, *Lingvo*) эффективны для перевода лишь отдельных слов или коротких «устойчивых словосочетаний». Особенностью *Lingvo* является приведение примеров некоторых словосочетаний с сопутствующим контекстом. В коммерческой версии *Lingvo* (инсталлируемой на ПЭВМ) могут использоваться наборы отдельных словарей (достаточно подробных) для разных предметных областей, включая и «биологию».

Из энциклопедии *Wikipedia* нами были «отобраны» названия заголовков статей, описывающих выбранные термины (этот подход эффективен, когда есть статьи и на русском, и английском языках). Также есть статьи, заголовки которых не соответствуют словарному переводу, но имеют эквивалентные ему значения (например, transgenic plants = genetically modified crops).

Значительные сложности возникают с переводом аббревиатур. Если устоявшиеся сокращения большинство ПП и словарей воспринимают правильно, то «новые» и специфичные для БТ сокращения часто переводятся неверно или просто «транслитерируются на латиницу». Например: РНК (аббревиатура для «рибонуклеиновой кислоты») в *Multitran*, в общем значении «переводится» как RNC (Russian National Committee – Российский национальный комитет).

Выводы. **1.** «Автоматический» перевод текстов, в т.ч. и в сфере биотехнологий, с помощью ПП обычно пригоден только как «полуфабрикат» для последующего ручного редактирования. **2.** «Пословное» использование ПП или «электронных словарей» позволяет значительно улучшить результаты, но требует от человека-переводчика определенных знаний предметной области. **3.** Для некоторых терминов в сфере БТ перевод с русского языка на английский пока носит неоднозначный характер.

Литература

1. Брумштейн Ю.М. Анализ факторов и моделей принятия решений, связанных с подготовкой и опубликованием научных статей //Известия ВолГТУ, Сер. Актуальные проблемы управления, вычислительной техники и информатики в технических системах, 2013.- №22 (125)- С.97-102

К ВОПРОСУ ОБ ОБНАРУЖЕНИИ И ИДЕНТИФИКАЦИИ СЛЕДОВЫХ КОЛИЧЕСТВ НАРКОТИЧЕСКИХ ВЕЩЕСТВ

Г.К. Лобачева, И.Н. Мельников, Д.В. Кайргалиев, А.А. Симоганова

Научные руководители: к.т.н., доцент М.Ю. Захарченко,

д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Цветные реакции специфического определения широкого круга веществ просты в исполнении, надежны, и для их проведения не требуется специального оборудования и специальных знаний. Например, цветные реакции служат средством для создания контраста между следами папиллярных линий и промежутков между ними [1,3].

Целью данной работы является разработка технического устройства на основе химических индикаторов для обнаружения и идентификации следовых количеств наркотических веществ.

Проведенные исследования относятся к области криминалистической и судебной медицины, а также аналитической химии, а именно к области определения наркотических, психотропных и сильнодействующих веществ растительного и синтетического происхождения, лекарственных препаратов, таких как прегабалин —

«Лирика». Нет ничего страшного в том, что не удалось провести анализ в тот самый день, когда у предполагаемого наркомана были замечены признаки употребления наркотиков и отклонения в поведении. Наркотические вещества опийной группы остаются в организме около пяти дней, а анаша или марихуана - до двух недель. В течение этого времени вы можете провести проверку на наркотики.

Однако есть специальные модификации тестов, которые можно использовать для выявления наркотиков вне организма человека. Тесты для выявления наркотиков вне организма человека используются оперативными службами уже давно, а теперь они доступны и обычным гражданам.

Если нет возможности взять анализ у проверяемого человека, можно использовать тесты для обнаружения наркотиков в различных объектах: в смывах с рук или любых поверхностей, в растворах, в порошках, таблетках и т. п. Специальная модификация тестов позволяет успешно провести тестирование человека, например, по выделениям с рук, причем процедура тестирования и в этом случае достаточно простая [1-3].

Задачей предлагаемого технического решения является создание устройства для сбора, сохранения, транспортировки и проведения теста на «Лирику», для обнаружения следов наркотических средств при проведении следственных действий, для установления подозреваемых лиц, особенно когда касается преступлений, совершенных наркоманами, и для выявления группы риска среди подростков и молодежи.

Для решения поставленной задачи предлагается устройство, состоящее из специально изготовленного стеклянного контейнера, разделенного стеклянными перегородками на отдельные ячейки, закрывающиеся крышкой. С наружной стороны дно контейнера, каждая ячейка имеет свое обозначение места взятия пробы, у кого взята проба. В каждую ячейку заливают индикаторный раствор на «Лирику» - аналог γ -

аминомасляной кислоты, а пробы берутся из ротовой полости человека, в виде мазка, мочи и смыва с рук. Индикаторный раствор нагревают до 25-80 °С, в комплектацию входит одноразовая деревянная, пластиковая, или стеклянная палочка с ватным тампоном.

Отличительными признаками предлагаемого устройства являются:

- наличие на внешней стороне дна контейнера индивидуальных обозначений места взятия пробы и данные у кого взята проба для каждой ячейки;

- в комплектацию к контейнеру входят одноразовые деревянные, пластиковые и стеклянные палочки с ватным тампоном для взятия проб у испытуемых;

- в каждую ячейку заливают индикаторный раствор на «Лирику», который подогревают до 25-80 °С;

- пробы берутся из ротовой полости человека в виде мазка, из мочи и смывы с рук;

- в качестве индикаторного раствора используются водные растворы соли меди (II) концентрации (0,01 - 1,0) моль/л

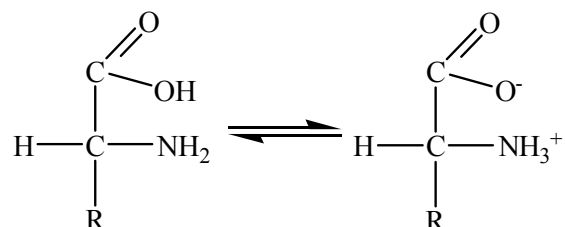
Эти признаки позволяют, в отличие от других известных аналогов, при производстве следственных действий или при выявлении группы риска, при употреблении 4-6 таблеток «Лирики» получить достоверные результаты на следы «Лирики», собрать образцы, сохранить на длительный срок, транспортировать и провести тест за 4-5 мин на лекарственный препарат, обладающий наркотическими свойствами при употреблении 4-6 таблеток «Лирики».

Лирика - противосудорожный препарат, действующее вещество которого является аналогом гамма-аминобутировой кислоты (GABA).

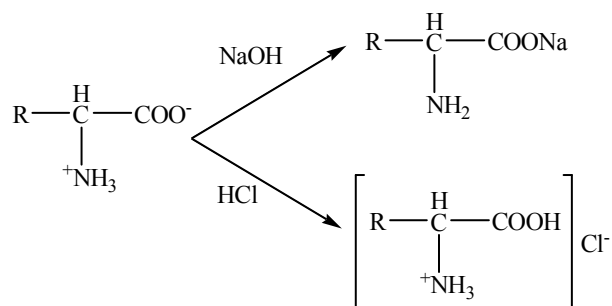
Прегабалин - ((5)-3-(аминометил)-5-метилгексановая кислота) (торговое название «Лирика»).

Прегабалин входит в перечень жизненно необходимых и важнейших лекарственных препаратов.

Аминокислоты в общем виде являются амфотерными соединениями и способны образовывать внутренние соли в виде биполярного иона (цвиттер-иона):

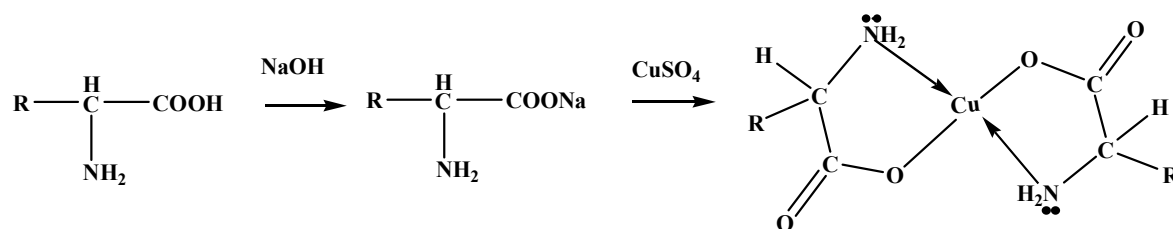


Их основные свойства обусловлены присутствием NH_2 -группы, а кислотные – COOH -группы:



Общими групповыми реакциями являются:

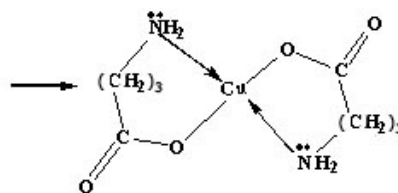
1) Реакция образования комплексной соли меди (II):



цвет темно-синий

Это координационное соединение малорастворимо в воде, что позволяет выделять аминокислоты из смеси с другими веществами.

2) Что касается γ -аминомасляной кислоты (ГАМК), то ее называют аминалоном и ее комплекс выглядит следующим образом:



Аминалом – первый ноотропный препарат. Он относится к фармакологической группе психостимуляторы и ноотропы. Его создание непосредственно связано с открытием наличия в тканях мозга ГАМК и выявлением роли этой аминокислоты как центрального тормозного медиатора. Применяется Аминалон в качестве ноотропного средства при сосудистых заболеваниях головного мозга. Данное лекарственное средство в Европейской Фармакопее не описано [1].

Благодаря раннему выявлению факта употребления наркотиков, есть время, чтобы уберечь ребенка от развития наркотической зависимости. Поэтому тест на «Лирику», каковым является лекарственное средство – это возможность профилактики наркомании. Какие преимущества использования теста на «Лирику»:

- Простота – тестирование легко можно провести в домашних условиях.
- Оперативность – результат теста на «Лирику» можно узнать за 4-5 минут.
- Анонимность – проведение тестирования без возможной психологической травмы ребенка.
- Надежность – достоверность тестов достигает 99 %.
- Доступность – реактивов: CuSO_4 , можно приобрести в магазинах «Химреактивы», «Лаборант», «Садовод».

С тыльных и ладонных поверхностей рук, с области лба, средней части лица, подбородка, шеи и при необходимости других открытых частей тела подозреваемого в употреблении «Лирики» производятся смывы тампонами, увлажненными дистиллированной водой. Каждый

тампон помещают в отдельную ячейку с обозначением с наружной стороны дна контейнера той части тела, откуда взята проба, в том числе и из ротовой полости и мочи.

После чего контейнер закрывают крышкой и делают экспресс анализ, т.е. сделать тест на «Лирику» или отправить в лабораторию.

Можно тест сделать прямо на месте происшествия, предлагаемое устройство это позволяет, добавив горячий раствор 0,01-1,0 М раствора CuSO_4 . Появление темно-синего окрашивания тампона свидетельствует о наличии лекарственного препарата «Лирика».

«Устройство для отбора, транспортировки, хранения и проведения теста на следы «Лирики» состоит из контейнера с крышкой, разделенного на ячейки стеклянными перегородками, в которые наливается подогретый индикаторный раствор. На внешней стороне дна контейнера расположены индивидуальные обозначения места взятия пробы и у кого взята проба.

Пробу на «Лирику» берут с помощью тампона на палочке из ротовой полости, а также с рук, и из мочи.

Техническим результатом использования предложенного устройства [1] является:

- возможность получить достоверные следы «Лирики» с испытуемых;
- исключить смешивание образцов;
- существенно ускорить сбор образцов, как для экспресс анализа, так и для дальнейших исследований, если это необходимо;
- устройство может быть использовано для проведения тестов на лекарственный препарат «Лирика»;
- Устройство может быть использовано для сбора, транспортировки и длительного хранения результатов теста, что значительно облегчит проведение оперативно-розыскной деятельности, если преступление совершено в состоянии наркотического опьянения;

– Устройство для отбора, транспортировки, хранения и проведения теста на следы «Лирики», выполненное из стеклянного контейнера с крышкой, разделенного на ячейки стеклянными перегородками для размещения в каждой из них индивидуальной пробы, на внешней стороне дна контейнера расположены индивидуальные обозначения места взятия пробы для каждой из ячеек, где в каждую ячейку заливают индикаторный раствор на «Лирику» – аналог γ -аминомасляной кислоты, а пробы берутся из ротовой полости человека в виде мазка, а также с рук и из мочи;

– возможность использования подогретого индикаторного раствора для теста;

– возможность использования одноразовых деревянных, пластиковых или стеклянных палочек с ватным тампоном;

– использовать индикаторный водный раствор CuSO_4 концентрации 0,01 М-1,0 М (моль/л).

Таким образом, используя методы цветных химических реакций удалось разработать и создать «Полезные модели» в основу которых легли методы аналитической химии для обнаружения взрывчатых веществ, находящихся в воздухе, на теле человека – носителя ВВ, а также разработать устройство для обнаружения, идентификации, хранения и тестирования на препарат «Лирика».

Выводы: разработаны устройства для сбора, транспортировки, хранения и проведения теста с использованием химических индикаторов на следы медицинского препарата «Лирика».

Литература

1. Н.И. Виноградова, Е.А. Матвиенко Естественные научные методы судебно-экспертных исследований. Курс лекций, Щит – Москва, 2013. – 416 с.

2. Заявка на полезную модель «Устройство для транспортировки,

хранения и проведения теста на следы препарата «Лирика» авторы: Г.К. Лобачева и др.

3. Мельников И.Н., Орлов Ф.П., Аистов И.А., Рогов К.В. Естественнаучные основы экспертных исследований: Учебное пособие. Саратов: СЮИ МВД России, 2004. – 184 с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ АДИАБАТИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ МОНОГИДРОКСИИЗОФЛАВОНОВ

А.М. Лихтер, Т.А. Егоренкова, О.Н. Гречухина

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор М.Д. Элькин

Каспийский институт морского и речного транспорта, г. Астрахань

Моногидроксиизофлавоны - содержащиеся в растениях природные соединения. Являются фитоэстрогенами, обладают метаболическими и антиканцерогенными свойствами, благотворно влияют на сердечно-сосудистую систему и кожу. Интерес к ним связан с изучением влияния соединений на сигнальные и регуляторные системы клеток, выяснения механизма их биохимического и биофизического действия. За подробностями отсылаем к обзору литературы в монографии [1]. Отметим только, что в названной книге крайне важному для исследования структуры и свойств биомолекул явно недостаточно освещен вопрос использования спектроскопических методов применительно к флавоноидам.

Имеющиеся в периодической литературе данные по колебательным спектрам ряда флавоноидов - гидроксифлавонов весьма ограничены и касаются, как правило, диапазона $1600-450\text{ см}^{-1}$. Достаточно сослаться на публикации [2-5].

Попытки интерпретировать имеющиеся спектральные данные, предсказать спектр фундаментальных колебаний, выявить признаки спектроскопической идентификации гидроксифлавонов были предприняты, к примеру, в серии публикаций [6-11].

Для моногидроксиизофлавонов ситуация иная. Литературными источниками экспериментальными с данными по их колебательным спектрам не располагаем. Имеющая в нашем распоряжении работа [12] касается исследования конформационных свойств лишь нескольких полигидроксизамещенных изофлавона. Поэтому предлагаемые ниже структурно-динамические модели позиционных таутомеров этих представителей флавоноидов есть результат системного анализа квантовохимических расчетов структуры и колебательных спектров моногидроксиизофлавонов в рамках метода теории функционала плотности DFT на уровне теории B3LYP/ (6-311G**)с использованием программного пакета Gaussian 03W [13] и их сопоставления с подобными результатами для моногидроксифлавонов. В качестве объектов исследования нами рассмотрены незамещенные флавон и изофлавоны, а также их замещенные с единственной ОН-группой в различных положениях. Возможны два типа конформера для каждого из десяти позиционных таутомеров (а-конформер и b-конформер). Для атома водорода 5a конформера имеет место внутримолекулярное взаимодействие с атомом кислорода связи C=O)

Одним из критериев достоверности квантовохимических расчетов структуры и спектров подобных молекул является воспроизведение частоты относительного внутреннего вращения бензольного и бициклического фрагментов. Для изофлавона такой результат достигается для неплоской конформации молекулы (угол между плоскостями указанных фрагментов $\sim \pm 40^\circ$ и $\sim -40^\circ$). Для моногидроксиизофлавонов значение указанного угла попадает в интервал $\sim \pm 37^\circ$ - $\pm 41^\circ$ и $\sim -37^\circ$ - -41° ,

(наличие двухминимумного потенциала) за исключением конформеров 2' (2'a) и 2 (2b). Здесь значения углов соответственно $\sim \pm 46^\circ$ и $\sim \pm 52^\circ$. Причиной является отталкивание соседних атомов водорода связей О-Н и С-Н ($R \sim 2.48 \text{ \AA}$ и $2.58 \text{ \AA}$).

К конформерам типа *b* отнесены те, для которых вектор связи **ОН** гидроксильного фрагмента направлен в сторону увеличения номера атома циклических фрагментов.

Оценки геометрических параметров флавона и изофлавона сопоставлены в табл. 1. Приведены лишь данные для длины валентных связей и валентных углов, отличающихся от значений в бензоле на величины более $0.01 \text{ \AA}$ и 1° соответственно. Расхождение значений $\sim 5^\circ$ имеет место для валентных углов β , примыкающих к связи C_3-C_1' , и валентного угла $A(1,2,3)$. Этот факт дает основание предполагать сопоставимость параметров адиабатического потенциала флавона и изофлавона. Подтверждением являются результаты теоретической интерпретации спектра для фундаментальных колебаний соединений, представленные в табл. 2,3. Внутримолекулярная водородная связь для моногидроксиизофлавонов имеет место в конформерах 2a ($R(O\cdots H) \sim 2.14 \text{ \AA}$), 6'b ($R(O\cdots H) \sim 1.69 \text{ \AA}$), 5a ($R(O\cdots H) \sim 1.70 \text{ \AA}$). В двух последних системах она - прочная, что проявляется в её длине и в смещении полос валентных колебаний связей О-Н (ν_{OH}) в длинноволновый диапазон колебательного спектра ($\Delta \sim 500 \text{ см}^{-1}$). Крутильные колебания гидроксильной группы (χ_{OH}) смещаются в коротковолновый диапазон на величину $\sim 400 \text{ см}^{-1}$. Данный факт следует использовать в задаче спектроскопической идентификации конформеров моногидроксиизофлавонов.

Таблица 1

Длина связей (R , Å) и валентных углов (A , °)
в молекулах флавона (Ф) и изофлавола (ИФ)

	Ф	ИФ		Ф	ИФ		Ф	ИФ		Ф	ИФ
$R(1,2)$	1.36	1.35	$R(4,O)$	1.22	1.22	$A(2,3,4)$	123	119	$A(1,9,5)$	122	121
$R(1,9)$	1.37	1.37	$R(7,8)$	1.38	1.38	$A(4,3,X)$	117	122	$A(1,9,10)$	117	117
$R(2,3)$	1.36	1.35	$R(9,10)$	1.38	1.39	$A(3,4,5)$	114	114	$A(8,9,10)$	122	122
$R(CC)$	1.48	1.48	$A(1,2,3)$	122	126	$A(3,4,27)$	123	124	$A(10,5,H)$	117	117
$R(3,4)$	1.46	1.48	$A(1,2,X)$	112	111	$A(5,4,27)$	123	122	$A(6,5,H)$	122	122
$R(4,10)$	1.48	1.48	$A(3,2,X)$	126	123	$A(4,5,7)$	122	121	$A(7,8,H)$	122	122

Достоверность сказанного подтверждаются также подобным характером проявления внутримолекулярного взаимодействия между гидроксильным атомом водорода и связью $C=O$ в колебательных спектрах этилспиназарина [14] и эхинохрома [15]. Использование для задач спектроскопической идентификации факта смещения полос валентных колебаний связей $C=O$ ($\Delta \sim 40 \text{ см}^{-1}$), на наш взгляд, затруднительно. Укажем на низкую интенсивность в спектрах КР полос, интерпретированных как крутильные колебания гидроксильных групп, что имеет место также в феноле, полигидроксibenзолах, нафтолах [16-18].

Таблица 2

Интерпретация колебаний в молекулах флавона и изофлавола

Флаван						Изофлаван					
Форма колеб.	ν _{эксп}		ν _{выч}	ИК	КР	Форма колеб.	ν _{эксп}		ν _{выч}	ИК	КР
	[18]	[19]					[18]	[19]			
Q _{C=O}	1634	1646	1678	439	211	Q _{C=O}	1634	1646	1672	231	93
Q,β	1611	1606	1604 ³	151	1188	Q,β,γ	1611	1606	1606 ^t	104	689
Q,β,γ	1592	1586	1566	42	224	Q,β,γ	1592	1586	1570 ²	33	59
β'	1504	1504	1488	17	29	β	1504	1504	1490	17	21

β, Q, γ	1452	1460	1460 ²	108	20	β, Q	1452	1460	1463 ^d	130	9
Q', β'	–	1439	1443	24	23	β, Q	–	1439	1440	8	6
Q, β	1361	1387	1352	354	122	β, Q	1361	1387	1357	51	11
Q, β	1326	1331	1325 ²	22	31	β, Q	1326	1331	1341	92	2
Q', β	1280	1278	1298	54	1	β, Q	–	–	1323 ²	95	114
β, Q	–	1275	1267	5	59	Q, β	–	1267	1284 ^d	67	71
β, Q	1239	1241	1226	20	159	Q_{cc}, β	1239	1226	1219	94	75
Q_{cc}, β	–	1223	–	3	95	Q, β	1210	1210	1197	12	38
Q, β	1210	1207	1210	36	86	β	1003	–	1009	15	42
β'	1158	1180	1181	12	39	γ	–	993	993	0	73
Q, β	1031	1038	1029	14	20	γ	–	–	874 ^d	26	14
Q, γ	1003	1008	–	9	34	ρ, χ	–	769	763	89	1
γ'	–	991	993	2	75	γ	731	–	738	8	32
χ', ρ'	–	770	769	59	2	ρ, χ	–	687	695	36	1

Примечание. В табл. 2-4 частоты приведены в см^{-1} . Интенсивности полос ИК спектров в км/моль , интенсивности линий спектров КР в $\text{\AA}^4/\text{a.е.м.}$. Надстрочным индексом помечены дублеты (^d) и триплеты (^t) полос.

Общей закономерностью для флавоноидов и изофлавоноидов является низкая интенсивность полос в ИК и КР спектрах, отнесенных к неплоским колебаниям связей С-Н (диапазон $1000\text{-}700\text{ см}^{-1}$), крутильным колебаниям углерод-углеродных связей шестичленных циклических фрагментов (ниже 600 см^{-1}) и колебаниям валентных углов шестичленных циклов (интервал $700\text{-}500\text{ см}^{-1}$). Для задач спектроскопической идентификации флавоноидов и изофлавоноидов указанные полосы интереса не представляют.

Представленные результаты квантовохимических расчетов дают основание сделать вывод о возможности использовать метод теории функционала плотности в предсказательных расчетах структуры и колебательных спектров флавоноидов и изофлавоноидов, а также для

выявления признаков спектроскопической идентификации конформеров позиционных таутомеров названных веществ.

Таблица 3

Интерпретация валентных (ν_{OH}) и крутильных (χ_{OH}) колебаний гидроксильных фрагментов в конформерах моногидроксифлавонов и моногидроксиизофлавона

Моногидроксифлавоны								Моногидроксиизофлавоны						
*	V _{эксп} [15-17]	Ka			Kb			*	Ka			Kb		
		v _{выч}	ИК	КР	v _{выч}	ИК	КР		v _{выч}	ИК	КР	v _{выч}	ИК	КР
Валентные колебания														
2'	3615	3626	295	146	3694	67	125	2'	3655	90	89	3696	60	140
3'	3656	3698	76	177	3696	51	88	3'	3697	47	98	3697	68	175
4'	3656	3690	99	252	3692	101	262	4'	3695	76	201	3695	78	192
5'	3656	3698	80	179	3695	55	98	5'	3697	67	170	3692	52	91
6'	3656	3693	77	153	3629	122	107	6'	3696	60	140	3296	806	338
3	3656	3654	70	99	3427	152	183	2	3664	132	137	3597	187	99
5	3185	3170	390	119	3679	67	202	5	3188	413	79	3677	62	172
6	3656	3694	79	151	3698	82	210	6	3694	69	117	3700	86	204
Крутильные колебания														
2'	—	514	71	3	340	75	2	2'	429	41	3	335	85	3
3'	310	338	108	2	340	108	4	3'	333	103	3	333	105	4
4'	360	362	111	4	359	111	4	4'	340	120	4	348	106	3
5'	310	332	110	4	338	108	3	5'	327	100	3	356	105	2
6'	360	390	100	3	462	68	3	6'	335	84	3	750	47	12
3	-	432	52	13	641	52	6	2	346	83	3	496	86	2
5	871	851	93	1	413	91	3	5	839	88	1	410	65	7
6	360	353	114	3	306	108	4	6	360	115	3	306	107	3

Подтверждение достоверности оценок является согласие полученных данных численных экспериментов с имеющимися данными лабораторных экспериментов - спектрами инфракрасного поглощения и комбинационного рассеяния.

Литература

1. Тараховский Ю.С., Ким Ю.А., Абдраимов Б.С., Музафаров Е.Н. Флавоноиды: биохимия, биофизика, медицина. Пущино: Synchrobook. 2013. 310 с.
2. Teslova T., Corredor Ch., Livingston R., Spataru T., Birke R.L., Lombardi J.R., Cañamares M.V., Leona M. Raman and surface-enhanced Raman spectra of flavone and several hydroxy derivatives // J. Raman Spectroscopy. 2007. Vol. 38, № 7. P. 802-818.
3. Vavra A., Linder R., Kleinermanns K. Gas phase infrared spectra of flavone and its derivatives // Chemical Physics Letters. 2008. Vol. 463, № 4-6. P. 349-352.
4. Cañamares M.V., Lombardi J.R., Leon M. Raman and surface enhanced Raman spectra of 7-hydroxy flavone and 3',4'-dihydroxy flavone // Morana. 2009. Vol. 6. P. 81-88.
5. Heneczowski M., Kopacz M., Nowak D., Kuźniar A. Infrared spectrum analysis of some flavonoids // Acta Poloniae Pharmaceutica - Drug Research. 2001. Vol. 58, № 6. P. 415-420.
6. Элькин М.Д., Гайсина А.Р., Степанович Е.Ю., Шагаутдинова И.Т. Структурно-динамические модели флавоноидов. Моногидроксифлавоны // Естественные науки. 2012. № 4 (41). С. 133-140.
7. Элькин М.Д., Гайсина А.Р., Джалмухамбетова Е.А., Смирнов В.В., Степанович Е.Ю., Шагаутдинова И.Т. Структурно-динамические модели кризина // Естественные науки. 2013. № 1 (42). С. 105-111.
8. Элькин М.Д., Гайсина А.Р., Джалмухамбетова Е.А., Смирнов В.В., Степанович Е.Ю., Шагаутдинова И.Т. Моделирование структуры и спектров конформеров 3',4'-дигидроксифлавона // Естественные науки. 2013. № 1 (42). С. 111-118.
9. Элькин М.Д., Панкратов А.Н., Гайсина А.Р. Структурно-динамические модели и спектроскопическая идентификация флавоноидов

// Изв. Саратовск. Ун-та. Новая серия. 2014, Т.14. Серия: Химия, Биология, Экология. Вып.2. С.18-26.

10. Элькин М.Д., Шагаутдинова И.Т., Лихтер А.М., Гречухина О.Н. Моделирование структуры и колебательных спектров лютеалина (5,7,3',4'-тетрагидроксифлавонола) // Естественные науки. 2014. № 2 (47). С. 86-93.

11. Шагаутдинова И.Т., Элькин М.Д., Лихтер А.М., Березин В.И. Интерпретация колебательных спектров морина // Материалы международной научной школы по оптике, лазерной физике и биофотонике SFM-2013. Саратов: Новый ветер, 2013. С 174-178.

12. Machado N.F.L., Batista de Carvalho L.A.E., Otero J.C., Marques M.P.M. A conformational study of hydroxylated isoflavones by vibrational spectroscopy coupled with DFT calculations // Vibrational Spectroscopy. 2013. Vol. 68. P. 257-265.

13. Frisch M.J., Trucks G.W., Schlegel H.B. and Gaussian 03, Revision B.03. Gaussian, Inc., Pittsburgh, PA, 2003.

14. Элькин П.М., Пулин В.Ф., Можаяева Н.А. Компьютерное моделирование внутримолекулярного взаимодействия в эхинохроме // Вестник Саратов. гос. технич. ун-та. 2010. № 3 (46) .-С.98-105.

15. Элькин М. Д., Джалмухамбетова Е.А., Гордеев И.И. Компьютерное моделирование геометрической структуры и колебательных состояний спиназарина. // Прикаспийский журнал: высокие технологии и управление. 2009. № 3 (7). С. 48-54.

16. Элькин М.Д., Джалмухамбетова Е.А., Гайсина А.Р. Моделирование колебательных состояний гидроксизамещенных фенола. // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2011. № 2 (14). С. 55-61.

17. Raja G, Saravanan K., Sivakumar S. Structure and Vibrational Spectroscopic Studies of 1-Naphthol: Density Functional Theory Calculations // Int. J. Appl. Bioeng. 2013. Vol. 7, № 1. P. 45-56.

18. Пулин В.Ф., Элькин П.М., Эрман М.А. Моделирование адиабатических потенциалов гидроксизамещенных бензола // Вест. Сарат. гос. техн. ун-та. 2011. № 3 (37). С. 91-95.

19. Erdoğan Y., Ünsalan O., Güllüoğlu M.T. Vibrational Analysis of Flavone // Turk J. Phys. 2009. Vol. 33, № 5. P. 249-260.

СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ ВОЗМОЖНЫХ ПОДХОДОВ К ОЦЕНКЕ КАЧЕСТВА РЕАБИЛИТАЦИИ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Ю.М. Брумштейн, Ю.Ю. Резвых, Ю.Н. Водопьянова,

В.А. Мазеев, Р.Р. Ибрагимов

Научный руководитель: к.т.н., доцент Ю.М. Брумштейн

Астраханский государственный университет, г. Астрахань

Верхние конечности играют важнейшую роль в жизнедеятельности человека. Поэтому обеспечение качества их функционирования и объективная оценка этого качества весьма актуальны. Целью данной статьи был анализ возможных подходов к оценкам качества реабилитации (КР) верхних конечностей (ВК) человека.

Причинами нарушений функционирования ВК могут быть различные заболевания и/или травмы (в т.ч. спортивных) самих ВК и/или других органов, функциональных подсистем человека. Целью лечения/реабилитации является возможно более полное восстановление функций. Ограничениями при принятии и реализации решений, направленных на достижение этой цели, могут быть: стоимости лечебно-реабилитационных мероприятий; допустимые риски, связанные с проведением лечебных мероприятий; предельные сроки за которые

должны быть достигнуты необходимые параметры; устойчивость во времени получаемых результатов.

Для полного или частичного восстановления функций ВК могут применяться медикаментозное и/или физиотерапевтическое лечение; хирургическое; протезирование; тренинг (активные упражнения), в т.ч. лечебная физкультура; механотерапия [1]; комбинации активных и пассивных упражнений, массаж (мануальный и инструментальный); электрическая стимуляция мышц; методы психологического внушения и пр. Отметим, что фонд обязательного медицинского страхования оплачивает не все виды лечебно-реабилитационных мероприятий.

Амбулаторная медпомощь может оказываться в «травматологических пунктах» (в крупных населенных пунктах они обычно действуют круглосуточно); поликлиниках по месту жительства; «реабилитационных центрах». В экстренных случаях возможен вызов скорой медицинской помощи или обращение в любое ближайшее медучреждение.

Стационарная медпомощь оказывается обычно в специализированных отделениях больниц - травматологическом, ортопедическом, хирургическом и пр. Кроме того, нуждающиеся в реабилитации ВК пациенты, могут пользоваться услугами «тренажерных залов» (при наличии соответствующего оборудования), а также приобретать его (или получать в аренду) для использования на дому.

Качество реабилитации обычно оценивается по отношению к тому, что было «до» заболевания или травмы. К сожалению, объективная информация о том, что было «до» часто отсутствует, а «ощущения» пациентов могут быть достаточно субъективны. Поэтому медработники в качестве «эталонов» для оценки часто вынуждены использовать «среднестатистические» показатели для лиц того же пола, возраста, размера тела.

Другим подходом может быть оценка динамики изменения показателей движений ВК, развития ими усилий и пр. В частности, если показатели не улучшаются, то это может свидетельствовать о следующем: не эффективности лечения; достижении некоторых предельных значений показателей, которые уже не могут быть улучшены. В первом случае должна быть скорректирована тактика лечебно-реабилитационных мероприятий (в т.ч. возможно и в отношении физических нагрузок); во втором – принято решение о прекращении лечебно-реабилитационных процедур (однако какие-то «поддерживающие достигнутый уровень» упражнения, медикаментозные или физиотерапевтические воздействия могут быть сохранены).

Оценка КР может осуществляться в отношении следующих объектов: отдельных пальцев; кистей рук; отдельных ВК в целом; двух ВК одновременно.

Для отдельных пальцев могут оцениваться такие параметры: качество (полнота) сгибания-разгибания, «объемные углы» вращения отдельных пальцев (примерно по конической поверхности) – в условиях неподвижности кисти в целом; достигаемая частота выполнения упражнений указанных выше двух видов движений; «независимость» управления отдельными пальцами; силы сжатия отдельных пальцев; длительности «удержания» ими усилия и др. Измерение (оценка) углов сгибаний пальцев возможны с использованием механических или электронных угломеров; путем анализа изображений и пр. При использовании миниатюрных датчиков-акселерометров могут быть применены и акселерометрические подходы.

При измерении усилий пальцев «механические силомеры» позволяют фиксировать лишь максимально достигнутые усилия. В то же время «электронные силомеры» дают возможность оценить изменение усилия во времени, появление дрожания, его амплитуду и пр.

Для кистей рук могут оцениваться «приведение-отведение» пальцев (углы); частота выполнения этих упражнений; полнота сжатия кисти в кулак и частота выполнения таких упражнений; «объемные углы» вращения кисти и др. Качественные оценки возможны в виде «заклучений» медработников. Для количественных оценок в этом случае могут быть использованы угломеры, кистевые динамометры – механические и электронные, анализ видеоизображений. Дополнительным направлением исследований при этом может быть оценка потливости ладоней (на основе кожно-гальванической реакции).

Важна также координация движений пальцев кисти при захвате, удержании, перемещении каких-то предметов. Например, качество «захвата» может оцениваться исходя из размера предмета (чем он меньше, тем обычно труднее его «схватить» - однако тут влияет и «качество зрения»). Удержание может оценивать по продолжительности времени сохранения «захвата», возможно - по «усилию захвата» и его изменению во времени. Качество перемещения совокупности пальцев может оцениваться путем «обводки» заданных контуров (на бумаге, на дисплее ПЭВМ, с помощью обводки заданного контура лазерной указки на стене и пр.). Другие варианты тестов для оценки «подвижности» пальцев и качества координации их движений: завязывание/развязывание узлов для «веревки» (ниток) различной толщины; вдевание нитки в ушко «имитатора иглки» и др.

Для отдельных конечностей предметом исследований могут быть объемы движений (в общем случае – по трем осям и/или в различных суставах); частоты выполнения упражнений; развиваемые усилия; длительности удержания конечностей в заданных положениях и пр. Во всех этих случаях упражнения могут выполняться «свободными конечностями» или при наличии некоторых «весомых объектов», которые удерживаются кистями рук.

Исследование координации движений двух конечностей возможно в виде различных видов упражнений. Наверное, наиболее известным является «касание указательных пальцев двух рук перед грудью» - при наличии зрительного контроля движений и без него. В общем случае движения ВК (например – «махи руками» вверх и вниз) могут выполняться в синхронном или асинхронном режиме, а также чередоваться с движениями нижних конечностей. Качественный анализ таких движений возможен путем визуального наблюдения со стороны медработника. Количественные оценки возможны на основе таких подходов: анализ видеоизображений – в т.ч. с использованием пассивных и активных объектов-маркеров; использование датчиков-акселерометров, укрепленных на различных частях ВК и др.

Во всех случаях следует также учитывать болевые реакции пациента на выполняемые упражнения, скорость накопления усталости и пр.

Выводы: 1. Исследование движений ВК пациентов может выполняться путем как визуального наблюдения, так и с применением «инструментальных средств» - включая акселерометрические подходы. 2. Такие исследования могут проводиться и при наличии протезов частей ВК. 3. Большие объемы получаемой информации делают целесообразным ее структуризацию и хранение в компьютерных базах данных.

Литература

1. Брумштейн Ю.М., Мухтарова Е.В., Аксенова Ю.Ю., Мазеев В.А. Пассивная механотерапия кистей и пальцев рук: анализ функциональности существующего оборудования и возможностей ее расширения /Труды XI Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». (ФРЭМЭ'2014) Книга 1. – Владимир: 2014.- С.262-265.

СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В ЗАДАЧАХ МНОГОВАРИАНТНОГО ВЫБОРА

М.С. Фролова, И.А. Толстухин

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.В. Фролов

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

Техническое оснащение лечебно-профилактического учреждения (ЛПУ) медицинской техникой (МТ) является сложной задачей, так как этот процесс включает в себя анализ множества факторов – нормативных требований, возможности интеграции МТ в ЛПУ, потребностей врачей и пациентов и пр. Основная сложность заключается в необходимости обработки большого объема данных. Большое количество данных и необходимость оперативного принятия решений создает новые требования для ЛПУ при выборе оптимальной МТ. Для облегчения процесса выбора МТ необходимо создание системы, позволяющей работать с большими объемами информации, накопленными в учетных системах и хранилищах данных, и извлекать из них полезные сведения – например, сравнивать МТ и выявлять различия между ними, выбирать МТ с учетом интеграции в информационную систему ЛПУ, объективно оценивать МТ в соответствии со стоимостью и набором функций.

Методы решения проблем, возникающих на стадиях и этапах процесса принятия решений о выборе оптимального ИМТ, могут быть реализованы в виде соответствующего математического аппарата в специальных информационных системах — системах поддержки принятия решений (СППР). Поддержка принятия решений заключается в помощи лицу, принимающему решения (ЛПР) при анализе и оценке сложившейся ситуации; в генерации возможных решений; в оценке возможных

альтернатив, исходя из предпочтений ЛПР, в анализе последствий принимаемых решений; в выборе лучшего, с точки зрения ЛПР, варианта.

Термин «система поддержки принятия решений» появился в начале семидесятых годов. За это время дано много определений СППР [5]. В англоязычной литературе СППР эквивалентна следующая аббревиатура DSS (Decision Support Systems) [7].

Для анализа и выработки предложений в СППР используются разные методы. СППР делятся на активные, пассивные и кооперативные [3], на управляемые: моделями (Model-Driven DSS), знаниями (Knowledge-Driven DSS), документами (Document-Driven DSS), сообщениями (Communication-Driven DSS), данными (Data-Driven DSS).

СППР может быть эффективно использована в различных областях, где идет речь о множестве различной информации и многозадачности – в торговле при прогнозе продаж и оценке эффективности маркетинговых действий, в интернет-бизнесе повышения продаж, в промышленном производстве для прогнозирования качества производимого изделия, в банковской деятельности при прогнозировании остатков на счетах и в других отраслях. СППР широко используется и в здравоохранении, например, при диагностике заболеваний, оценке диагностических тестов или выявлении побочных эффектов.

Рассмотрим несколько примеров СППР, используемых в медицине. Один из инструментов поддержки принятия решений в медицине – это Archimedes IndiGO [6]. Эта система предназначена для врачей и медицинских работников и пациентов. На основе информации, считываемой с электронной карты пациента, система IndiGO прогнозирует риск таких заболеваний, как сердечный приступ, диабетический криз и т.д. Затем IndiGO предлагает медицинские препараты для снижения этих рисков. Другой пример СППР в медицине – это система Autonomy Healthcare [4], разработанная в Кембриджском университете в

Великобритании и сегодня принадлежащая компании Hewlett-Packard. Эта система анализирует историю болезни пациента, его симптомы и опыт врача, а затем проводит анализ всех имеющихся данных и предлагает врачу список возможных диагнозов пациента. Схожей СППР в медицине является американская система DXplain [6]. Пользователь вводит текстовую информацию, а СППР выявляет подходящую информацию в своей базе данных – синонимы, неверное написание, а также на основе симптомов, наблюдений врача и результатов обследований делает вывод о возможном диагнозе пациента. Рассмотренные СППР относятся к классу Knowledge-Driven DSS.

Приведенные примеры доказывают, что СППР может быть применена при визуализации и решении сложных многофакторных задач с использованием слабоструктурированных данных. Число возможных решений выбора варианта технического оснащения ЛПУ МТ может быть значительным, что требует разработки специальных научных подходов.

Задача выбора МТ имеет в качестве исходной информации перечислимое множество альтернатив, характеризуемых многими показателями, что обуславливает актуальность многокритериального выбора на конечном множестве альтернатив. Реализация многокритериальной оптимизации происходит в СППР. К типовым задачам многокритериального выбора на конечном множестве альтернатив относятся выбор наилучшего (наихудшего) объекта; отбор допустимых объектов; упорядочение объектов по предпочтению.

Различают две группы методов многокритериальной оптимизации на конечном множестве альтернатив: векторные и скалярные. Под векторной оптимизацией на конечном множестве объектов понимается нахождение варианта (альтернативы) с наилучшим значением векторного критерия. Под скалярной оптимизацией на конечном множестве объектов понимается нахождение варианта (альтернативы) с наилучшим значением

скалярного критерия. Методы скаляризации векторных оценок основаны на преобразовании задачи многокритериальной оптимизации в задачу однокритериальной оптимизации с применением многокритериальной функции полезности. Наибольшее распространение получил векторный метод многокритериальной оптимизации - Оптимизация по Парето [1].

Одним из способов решения задачи многокритериальной оптимизации является метод анализа иерархий, предложенный Т. Саати [1]. В его основе лежит использование сопоставительных оценок объектов по критериям с применением матриц парных сравнений. Этот аппарат востребован при нахождении приоритетов сущностей на основе индивидуальных или групповых предпочтений экспертов.

На факультете биомедицинской инженерии Чешского технического университета, г. Прага была разработана система выбора ИМТ на примере МРТ. В качестве способа выбора оптимального изделия ИМТ в работе выбран метод анализа иерархий. Выбор оптимального МРТ в разработанной системе происходит на основании мнения группы экспертов. Метод Дельфи используется для обработки мнений экспертов. Принцип метода Дельфи заключается в том, что независимые эксперты объективнее оценивают результат, чем структурированная группа, мнение которой часто определяет большинство. Разработчики системы выбора ИМТ на примере МРТ создали методику, которая применяется для оценки квалификации группы экспертов (их количества и их знаний). Этот метод использует степень участия эксперта в решении задачи, уровень его профессионализма, статистические и другие методы. Для выявления необходимого количества экспертов применен корреляционный коэффициент Кендалла. Приглашенные эксперты включают в себя главного врача ЛПУ, его заместителя, заведующего отделением, заместителя заведующего отделением. На основании опыта количественно вычисляется значимость каждого конкретного эксперта.

Выбор МРТ происходит на основе метода анализа иерархий. Оцениваются основные характеристики изделия. Всего во внимание применяется 16 параметров – конфигурация, однородность, апертура и пр. Стоит отметить, что количественные данные каждой из характеристик в этой оценке не учитываются. ИМТ оцениваются попарно по каждой из характеристик. На основании этой попарной оценки выводится список МРТ, которые рекомендуются ЛПУ.

Метод рационального выбора МТ, позволяющий учитывать различные компетентности экспертов по каждому из критериев выбора, был разработан в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) [2]. Примером, иллюстрирующим функционирование системы выбора МТ в описываемой работе, служит электрокардиограф. Для адекватного выбора основных показателей электрокардиографов разработан алгоритм экспертного опроса с оценкой компетентности экспертов и определением коэффициента конкордации - коэффициента согласованности мнений экспертов [2]. С помощью экспертного опроса было выделено ядро, состоящее из 16 основных медико-технических показателей, которые в дальнейшем проходят процедуру выбора по методу анализа иерархий. Этот метод основан на иерархической модели свойств объекта, в котором все показатели были распределены по критериям на 2-х уровнях.

Основное внимание в описываемой работе уделяется адекватности и оценке мнений экспертов – выявлению коалиций, улучшению согласованности мнений экспертов, влиянию мнений различных экспертов на выбор электрокардиографа и пр. Был разработан метод комплексирования мнений коалиций экспертов, способствующий выработке единого мнения. В работе предложен метод выбора альтернативы, основанный на комплексировании матриц мнений двух коалиций экспертов, с учетом различной компетентности экспертов по

каждому из критериев [2]. В этой работе при выборе электрокардиографа оцениваются лишь критерии, которые, по мнению экспертов, необходимо учитывать для правильного выбора электрокардиографа. Несмотря на то, что все критерии разделены на две группы – количественные и качественные («Есть»-«Нет»), в системе не указываются желаемые численные характеристики параметров электрокардиографа, а лишь происходит между существующими альтернативами - моделями. Основное внимание уделяется проверке и согласованию мнений экспертов, а не анализу параметров ИМТ. Стоит также отметить, что при выборе оптимальной модели не принимается во внимание цена электрокардиографа.

В 2013 году Институт ERCI начал реализацию системы SELECTplus User Experience Network. Этот продукт является СППР, используемой при закупках МТ. Система сфокусирована сегодня на использовании компьютерных томографов и позволяет проводить сравнение различных моделей. Система SELECTplus User Experience Network предоставляет врачу лишь структурированную информацию об опциях и цене медицинского изделия.

На кафедре «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет» разработана СППР выбора оптимальной модели МТ, которая представляет собой диалоговую автоматизированную информационную систему, в которой совместно с базами данных используются алгоритмы принятия решений и интерактивное компьютерное моделирование, направленное на поддержку решений менеджеров, обеспечивающие процесс технического оснащения ЛПУ, и врачей, являющихся пользователями МТ [8]. Разработанная СППР выбора оптимальной модели МТ может быть использована в учреждениях здравоохранения для оперативного планирования технического оснащения ЛПУ, а также для нужд производителей и торговых посредников в целях

проектирования новых моделей МТ, анализа рынка, планирования поставок.

Литература

1. Ларичев, О.И. Теория и методы принятия решений, а также хроника событий в волшебных странах /О.И. Ларичев.- М.: Логос, 2000. - 296 с.
2. Пахарьков, Г.Н. О медико-техническом оснащении службы скорой медицинской помощи/ Г.Н. Пахарьков, М. Хаймур // Информационно-управляющие системы. -2008. -№ 5., С.45-53.
3. Golden B., Hevner A., Power D.J. Decision Insight Systems: A Critical Evaluation // Computers and Operations Research, 1986. — v. 13. — N2/3. —p. 287—300.
4. Goodman CS. HTA 101: introduction to health technology assessment. The Lewin Group, 2004 (<http://www.nlm.nih.gov/nichsr/hta101/hta101.pdf>, accessed 13 July 2010).
5. Keen P.G.W. Decision Support Systems: The next decades // Decision Support Systems, 1987.— v. 3.— pp. 253—265.
6. Neil Versel 10 Innovative Clinical Decision Support Programs // Information week Healthcare, 12/19/2011, <http://www.informationweek.com/healthcare/clinical-systems/10-innovative-clinical-decision-support/232300511?pgno=3>
7. Power D.J. A Brief History of Decision Support Systems. DSSResources.COM, World Wide Web, <http://DSSResources.COM/history/dsshhistory.html>, version 2.8, May 31, 2003.
8. Фролова, М.С. Система поддержки принятия решений выбора оптимальной модели изделия медицинской техники для лечебно-профилактического учреждения / М.С. Фролова // Системный анализ и информационные технологии : тез. докл. Пятой междунар. конф. — М.: Институт системного анализа Российской академии наук, 2013.

**СИНТЕЗ ПОРИСТЫХ МЕМБРАННЫХ
НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ Al_2O_3 МАТРИЦ ДЛЯ СИСТЕМ
ФИЛЬТРАЦИИ БИМЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

Д.Л. Шиманович, Д.И. Чушкова

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.А. Сокол

*Белорусский государственный университет информатики
и радиоэлектроники, г. Минск, Республика Беларусь*

В настоящее время особое внимание уделяется поиску новых наноструктурированных материалов, отвечающих высоким требованиям по структурно-морфологическому составу и параметрам. Актуальным и перспективным исследовательским направлением является освоение методов и технологий формирования пористых мембранных наноструктур, которые бы нашли применение в биомедицинской сфере в качестве систем для проведения процессов селективного разделения компонентов жидких и газовых сред, очистки их от примесей, ультра- и микрофильтрации, разделения биомолекул с близкой молекулярной массой, диализа, электролиза, осмоса и др. Существующие технологии не позволяют целенаправленно создавать наноструктурированные мембраны с высокоупорядоченными порами заданных размеров, узким распределением пор по диаметру, их малой извилистостью для получения высоких значений проницаемости.

В результате работы проанализированы особенности получения матриц на основе наноструктурированного анодного пористого оксида алюминия (НАПОА), установлена перспективность их использования в качестве мембранных фильтров различного биомедицинского применения

благодаря технологичности, воспроизводимости их создания и регулярности параметров структуры [1, 2].

Высокоорганизованные наноструктурированные матрицы Al_2O_3 характеризуются регулярным расположением нанопор диаметром от 5 до 400 нм, высокой плотностью пор в диапазоне 10^8 - 10^{11} см^{-2} и длиной каналов пор от десятков нанометров до сотен микрометров. Структурные параметры пор Al_2O_3 (диаметр, длина, межпорное расстояние) могут контролироваться оптимизированными режимами анодирования, такими, как выбор электролита, его концентрация и температура, напряжение анодирования. Известно, что между дном пор и несущим Al существует барьерный слой (БС) толщиной от 2 нм до сотен нанометров.

В результате работы различными методами были проведены процессы удаления БС НАПОА толщиной 30-70 мкм, сформированного двухстадийным анодированием в 0,5М $\text{H}_2\text{C}_2\text{O}_4$ при потенциостатическом режиме ($U \sim 55$ В). Применялся метод химического травления мембран на основе НАПОА либо в 5% H_3PO_4 при $T \sim 35$ - 40 °С в течение 15-40 мин, либо в 10% H_2SO_4 при $T \sim 25$ - 30 °С в течение 10-35 мин; метод плавного понижения напряжения до 5 В со скоростью 0,1 В/с на заключительной фазе ранее проведенного двухстадийного анодирования; метод на основе процесса катодной поляризации при -4 В либо в том же электролите, в котором осуществляли процесс анодирования (в 0,5М растворе $\text{H}_2\text{C}_2\text{O}_4$), либо в 0,5М нейтральном растворе KCl в течение различного времени от 5 до 50 мин. Показано, что самостоятельное применение этих методов имеет некоторые недостатки: селективное удаление БС только химическим травлением маловероятно, т.к. процесс носит изотропный характер и сопровождается травлением стенок пор, увеличением их диаметра, что приводит к нежелательной в некоторых случаях модификации пор, а иногда к механическому разрушению тонких мембранных структур на основе НАПОА; при процессе катодной поляризации затруднительно

осуществить качественное удаление БС в Al_2O_3 толщиной более 35 мкм на большой площади по причине возможного механического отслаивания и разрушительного отделения частей мембранного Al_2O_3 от Al основы в некоторых локальных зонах под действием выделяемого H_2 из-за электрохимического воздействия OH^- ионов на несущее Al основание под БС и его коррозионного травления.

Кроме того, была разработана специальная методика утонения и удаления БС НАПОА, представляющая собой методику комбинированного сочетания метода плавного медленного понижения напряжения до 5 В на заключительной фазе двухстадийного электрохимического анодирования для утонения БС Al_2O_3 между оксидной пленкой и несущим алюминием с появлением сетки пор меньшего диаметра в виде веточной морфологии в донной части полученной пористой структуры, метода электрохимической катодной поляризации при -4В для частичного удаления БС и метода химического травления Al_2O_3 для окончательного удаления БС с одновременной модификацией (расширением) пор. При такой комбинированной методике было сокращено время катодной поляризации для исключения коррозионных процессов, которые приводят к разрушению мембранных пленок Al_2O_3 и понижена температура химического травления для уменьшения эффекта неконтролируемого растравливания стенок пор. Методика позволяет гарантированно удалять БС Al_2O_3 и получать свободные мембраны на основе НАПОА со сквозными каналами модифицированных нанопор, обладающие высокой однородностью размеров пор, что приводит к улучшению и оптимизации параметров проницаемости при фазовом разделении при использовании в биомедицинских устройствах фильтрации.

Было установлено, что для гарантированного удаления БС и получения сквозных каналов пор необходимо проводить процесс катодной поляризации в течение ~22; 24; 27; 30; 35 мин для толщин Al_2O_3 ~30; 40;

50; 60; 70 мкм соответственно либо в 0,5М растворе $\text{H}_2\text{C}_2\text{O}_4$ при температуре $\sim 11-12^\circ\text{C}$, либо в 0,5М нейтральном растворе KCl при температуре $\sim 10^\circ\text{C}$ при напряжении -4 В, а последующий процесс химического травления в 5% растворе H_3PO_4 в течение $\sim 20-70$ мин при температуре $\sim 25^\circ\text{C}$. Было выяснено, что возможно контролировать диаметр пор от 50 до 90 нм без опасности механического разрушения мембран на основе НАПОА. Коэффициент пористости изготовленных мембран был увеличен от 0,17 до 0,67 при увеличении времени процесса модификации (расширения) пор химическим травлением.

Таким образом, были сформированы свободные мембраны на основе высокоорганизованных матриц НАПОА толщиной от 30 до 70 мкм с открытыми каналами модифицированных нанопор диаметром от 50 до 90 нм без барьерного слоя и разработан технологический процесс их изготовления. Была проведена оценка влияния условий и режимов их формирования на структурно-геометрические параметры свободных мембран на основе Al_2O_3 . Полученные результаты позволят улучшить и оптимизировать параметры проницаемости при фазовом разделении при использовании в биомедицинских устройствах фильтрации.

Литература

1. Сокол В.А., Яковцева В.А., Шиманович Д.Л. Особенности применения пористых оксидов алюминия. // Доклады БГУИР, № 2 (64), 2012. – С. 21-27.
2. Чушкова Д.И., Шиманович Д.Л., Сокол В.А. Электрохимические особенности формирования свободных наноструктурированных матриц из Al_2O_3 со сквозными модифицированными порами. // «Материалы и структуры современной электроники» - сб. науч. тр. V Международной научной конференции, 10-11 октября 2012 г., Минск. – Мн.: Изд. Центр БГУ, 2012. – С. 195-199.

ТКАНЕВАЯ БИОСОВМЕСТИМОСТЬ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ МАГНИЯ

С.Н. Павлинич

*Школа биомедицины Дальневосточного федерального
университета, г. Владивосток*

Перспективными материалами для прикладных технологий остеосинтеза и коронаропластики являются магниевые сплавы с высокой степенью резорбции в тканях, при использовании их в качестве экспериментальных имплантатов, как было показано в опытных исследованиях последних лет [1, 2].

Исследование биосовместимости имплантатов является чрезвычайно актуальным для создания прикладных биоинженерных технологий в сфере медицины, практической травматологии и сосудистой хирургии [3].

Оценка тканевой совместимости проводилась на кроликах, которым подкожно и внутрикостно имплантировали опытные образцы магниевых сплавов. Гистологическую картину сэмплов различных тканей оценивали путем оптической микроскопии, и путем сравнения результатов различных проб сыворотки крови с определением уровня магния в разные сроки (от 1 до 6 месяцев). Было установлено, что магниевые имплантаты обладают допустимой степенью тканевой резорбции и биобезопасности, так как не вызывают гиперреакции иммунного отторжения в исследованных тканях.

Исследование было выполнено в ходе написания докторской диссертационной работы в рамках грантовой программы в Китае.

Литература

1. Pavlinich, S., Liu, X., Li L. Study on kinetics and biocompatibility evaluation of multiple polymer layer with biochemical material properties in drug-eluting stent. J. Advanced Materials Research 644, 2013. pp. 183-188.
2. Pavlinich, S., Liu, X., Hou, L., Li, Z., Li, L. In vitro drug release and hemocompatibility of biodegradable PLGA/PEG coated paclitaxel-eluting stents. J. Advanced Materials Research 651, 2013. - pp. 49-53
3. Павлинич С.Н. Изучение безопасности биodeградируемых сплавов на основе магния для производства биосовместимых имплантатов. Ученые записки тамбовского отделения РОСМУ. – Тамбов.: 2014. – 310-313с.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ И КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.Н. Маркашов, А.Н. Сорокин

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент А.Н. Сорокин

*Балашовский институт (филиал) Саратовского государственного
университета имени Чернышевского Н. Г., г. Балашов*

При выборе современных методов диагностики, в особенности таких сложных как томография, необходимо дифференцировать компьютерную томографию (КТ) и магнитно-резонансную томографию (МРТ). Применение этих методов наиболее эффективно для определенных типов и видов обследования, а также для определения и выявления заболеваний на ранних стадиях.

Поэтому целью настоящей работы было сравнение методов диагностики при использовании КТ и МРТ.

Основное отличие приборов для КТ от приборов для МРТ заключается в физических принципах, на которых построена работа этих устройств. При КТ используется рентгеновское излучение, при МРТ – магнитное поле и электромагнитное излучение.

При КТ аппарат показывает физическое состояние вещества, из которого состоят органы. Разные по плотности и составу ткани по-разному поглощают рентгеновские лучи. Чем больше различие в поглощающей способности, тем более четкое изображение можно получить в итоге.

При использовании МРТ изображение строится на основе насыщенности различных тканей водородом. Это позволяет достаточно четко визуализировать мышцы, связки, головной или спинной мозг, но при этом кости практически не просматриваются [1].

КТ идеально подходит для диагностирования костных повреждений и травм. Кроме того, на КТ хорошо видно свежее кровотечение, поэтому его применяют при исследовании больных с травмами головы, грудной клетки, брюшной и тазовых полостей, а также инсультов в ранней стадии. Использование контрастного вещества позволяет получить качественное изображение сосудов, почек и кишечника. КТ широко применяется при патологии легочной ткани и средостения. Также КТ позволяет с высокой точностью выявить кальцинаты, кисты, камни в почках или в желчном пузыре, различные заболевания легких. Время процедуры – 15 – 20 минут, стоимость – 2500 – 3500 рублей в зависимости от клиники, диагностика запрещена беременным женщинам и детям из-за получения большой дозы рентгеновского излучения. Потребляемая мощность для одного обследования – 3 кВт [2, 3].

На МРТ кости плохо видны, и исследованию фон от них не мешает, так как концентрация водорода в них даже ниже, чем в окружающих

тканях, лучше получаются мягкие ткани (хрящи, мышцы, связки, головной и спинной мозг, паренхиматозные органы, органы репродуктивной системы, сосуды). Поэтому МРТ показана при подозрении на разрыв связок, повреждение менисков, для исключения грыж межпозвонковых дисков, при воспалительных и иных изменениях костного мозга, для выявления ранних и поздних стадий асептического некроза. Широко МРТ используют в нейрохирургии и неврологии (травмы и инсульты головного мозга, опухоли спинного и головного мозга), при диагностике сосудистых патологий. Время процедуры – 30 – 60 минут, стоимость – 4500 – 6000 рублей, диагностика запрещена пациентам с металлическими и электромагнитными имплантами. Потребляемая мощность – 48 – 80 кВт, что на порядок больше по сравнению с КТ [3, 4].

В городе Балашове обследование с помощью методов КТ и МРТ можно пройти в медицинском центре «Ди-центр». Стоимость исследования изменяется в зависимости от типа обследуемых органов или систем органов и варьируется в диапазоне 1290 – 5900 рублей.

Таким образом, КТ и МРТ – взаимозаменяемые методы обследования, позволяющие проводить точную диагностику различных нарушений в органах и тканях. При проведении исследований с помощью КТ следует учитывать облучение рентгеновскими лучами, а при обследовании с помощью МРТ помнить про плохую контрастность костных тканей.

Литература

1. Википедия - свободная энциклопедия. Магнитно-резонансная томография [Электронный ресурс] - Электрон. дан. - Режим доступа: http://ru.wikipedia.org/wiki/Магнитно-резонансная_томография
2. Коновалов А.Н., Корниенко В.Н. Компьютерная томография в нейрохирургической клинике. – М.: Медицина, 1985. – С. 20-44.

3. Клиника современной диагностики [Электронный ресурс] - Электрон. дан. - Режим доступа: http://mrtomographia.ru/index.php?id_menu=11

4. Коновалов А.Н., Корниенко В.Н., Пронин И.Н. Магнитно-резонансная томография в нейрохирургии. — М.: Видар, 1997.—С. 95-134.

МЕТОД СИНТЕЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ СИСТЕМ, ОСНОВАННЫЙ НА РАЗВИТИИ БАЗОВОЙ СТРУКТУРЫ ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ

Л.Г. Акулов

Научный руководитель: д.т.н., профессор Ю.П. Муха

Волгоградский государственный технический университет, г. Волгоград,

Основная сложность при регистрации и анализе сигнала ЭЭГ – это очень малый уровень полезного сигнала в условиях помех, энергия которых превосходит информативную часть измеренного информационного потока [6, 7]. Современные тенденции исследования ЭЭГ таковы, что число точек измерения (измерительных каналов) возрастает, частоты снятия показаний тоже растут, а оперативность принятия решений по снятым сигналам должна осуществляться в масштабе реального времени. Более того, при проведении современных измерений полученную информацию не принято удалять, т.к. стоимость носителей информации низкая. Потому записи хранят в «сыром» виде, не проводя с ними серьезные преобразования. Как следствие, при обращении к ним критичным становится время поиска заключенной в них информации, получаемой соответствующей математической обработкой.

На первый план выходят такие параметры как производительность вычислительной системы и эффективность применяемых алгоритмов.

При изменении требований к электроэнцефалографическим информационно-измерительным системам (ЭЭГ ИИС) требуется перестроение ИИС, которое может носить как алгоритмический, так и аппаратный характер. То есть, по сути, требуется построение новой ИИС. Естественно, что при этом временные и материальные затраты могут быть неприемлемыми. Потому требуется унификация процесса синтеза, позволяющая свести указанные затраты к минимуму. Унификация позволяет применять для создания аналогичных систем с заданными функциями ранее накопленный опыт. При этом формируется иерархия моделей ИИС, которая позволяет при создании новых образцов исследовать их основные свойства, не прибегая к построению промежуточных материальных образцов.

Таким образом, основная задача сводится к построению универсального формата для хранения моделей измерительных преобразований, названного базой знаний ЭЭГ ИИС. При этом необходимо определить правила добавления, удаления, изменения и использования информации в эту базу.

В качестве методологической основы предлагаемого берется теория математической метрологии Э.И. Цветкова [5] в части метрологического синтеза (МС). При этом происходит уточнение применяемых в ней формализмов через применение математической теории категорий и функторов вкупе с объектно-модульным подходом [2, 4]. Это дает возможность моделирования ИИС и задает правила ее структурно-параметрической модификации. Объектно-модульный подход позволяет осуществить простой переход к объектно-ориентированному программированию системы с последующей проверкой ее работоспособности через имитационное моделирование.

Для осуществления МС необходимо установление априорных знаний о системе (АЗ), предполагающее наличие сведений не только о составе измерительного ресурса, но и о совместимости и взаимозависимости составляющих измерительный ресурс модулей.

В рамках системы базовых преобразующих операций потребуется выделить минимального множества измерительных ресурсов $\{MM_{ui}\}_{i=1}^{I_u}$. Минимального в смысле, возможности представления в виде измерительного канала (граф без контуров) и сохранения адекватности физике процесса формирования, трансформации, съема и обработки сигнала.

Для современных электроэнцефалографов основная инструментальная составляющая отличается высоким качеством исполнения благодаря прогрессу микроэлектроники. Это позволяет максимально полно регистрировать потенциалы, вызванные электрической активностью головного мозга на поверхности головы при заданных условиях измерения [6].

Собственно, набор блоков $MM_{core} = \{MM_{ucore\ i}\}_{i=1}^{I_{ucore}}$ будет представлять собой модельное ядро ЭЭГ ИИС. Каждый элемент $MM_{ucore\ i}$ есть открытое множество моделей комбинаций измерительных модулей, формализующих определенный физический процесс измерительного преобразования.

В качестве топологической структуры модулей, как было показано в публикациях [2,3], может быть диаграмма модулей, представленная в виде графа.

Общий алгоритм метода оперативного синтеза ИИС на основе модельного ядра ЭЭГ ИИС:

1. Выбор базовых информационных потоков, формализующих интересующие информационные процессы в ИИС и объекте исследования.

2. Декомпозиция математических моделей преобразователей информационных потоков по модулям модельного ядра ЭЭГ ИИС.

3. Объектная формализация каждого из модулей модельного ядра ЭЭГ ИИС с агрегацией и композицией полученных функций каждого из каналов в единый модуль с соблюдением межмодульного интерфейсного соответствия.

4. Загрузка модулей в программную систему оперативного синтеза.

5. Варьирование параметров заданных блоков или их комбинаций с целью установления такого их сочетания, при котором выполняется условие оптимума целевого параметра или попадание его в заданные границы.

6. Полученные параметры фиксируются, в случае необходимости, происходит варьирование параметров других блоков с последующей фиксацией результатов в виде модели ИИС, по которой возможен ее материальный синтез.

Указанный метод позволил получить усовершенствование ЭЭГ ИИС, ускоряющее скорость обработки сигналов путем применения вейвлет-фильтров [1].

Литература

1. Акулов, Л.Г. Вейвлет-фильтрация в полианализаторах реального масштаба времени / Л.Г. Акулов, Р.В. Литовкин, Ю.П. Муха // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2011. - № 6. - С. 33-40.

2. Акулов, Л.Г. Применение объектно-ориентированного моделирования для синтеза электроэнцефалографических измерительных систем / Л.Г. Акулов, Ю.П. Муха // Известия Юго-Западного гос. ун-та. Серия "Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение". - 2012. - № 1. - С. 47-53.

3. Акулов, Л.Г. Модели ядра биоинструментальных измерительных каналов в электрофизиологии / Л.Г. Акулов, Ю.П. Муха, В.Ю. Наумов // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. - 2013. - № 4. - С. 39-47.
4. Бенькович Е.С., Колесов Ю.Б., Сениченков Ю.Б. // Практическое моделирование динамических систем. - СПб.: БХВ-Петербург, 2002. - 464с.
5. Цветков, Э. И. Основы математической метрологии / Э. И. Цветков. – СПб.: Политехника, 2005. – 510 с.
6. Prutchi D., Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of material devices / Prutchi D., Norris M. - New Jersey: Wiley & Sons, 2005. - 461 p.
7. Sanei S., Chambers J. EEG signal processing / S. Sanei, J. Chambers. - Chippingham: Wiley, 2007. - 313 p.

ИССЛЕДОВАНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ СТРУКТУРНОГО СОСТОЯНИЯ ФТОРОПЛАСТА-4 ПОСЛЕ ВЗРЫВНОЙ ОБРАБОТКИ ПЛОСКОЙ УДАРНОЙ ВОЛНОЙ

А.Э. Герасимук

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

Волгоградский государственный технический университет, г. Волгоград

Фторопласты отличаются непревзойденной химической стойкостью, превосходными электроизоляционными свойствами, лучшей среди пластмасс термо- и морозостойкостью, высокой атмосферостойкостью, биологической инертностью [1]. Фторполимеры также эффективны в качестве изделий медицинской техники. На их основе разработаны, освоены в производстве и клинической практике фторопластовые протезы

кровеносных сосудов, медицинский фетр, лабораторная химическая посуда, специализированные промышленные газовые хроматографы [2] для санитарно-эпидемиологического и токсикологического контроля. Благодаря способности материала эффективно работать при низких температурах используется комплекс фторопластовых изделий для криомедицины.

В связи с возрастающими требованиями к прочности и надежности изделий из фторопласта-4 (Ф-4) различного назначения, в том числе медицинского, необходимы новые технологические приемы модификаций материала, позволяющие добиваться необходимых эксплуатационных свойств. Для повышения прочности и совершенствования структуры целесообразно применение энергии взрыва для Ф-4. Изменением параметров ВО (давления, температуры, интенсивности деформации) можно добиться полезных структурных превращений в полимере, приводящих к активации материала. В связи с этим в настоящей работе изучены изменения термомеханических свойств и структуры при ВО, а также подобран оптимальный режим модификации материала.

Для проведения исследований использовался порошок Ф-4, подвергнутый ВО плоской ударной волной (УВ), что приводит к многоволновому ударному нагружению обрабатываемого материала, как до спекания, так и после спекания при 380 °С. ВО плоской ударной волной позволяет создавать в обрабатываемом материале давления от 0,5 до 0,9 ГПа при длительности воздействия 40-100 мкс. Рассматривались изменения характеристических температур, деформаций при повышенных температурах и фазового состава аморфно-кристаллического Ф-4 после ВО.

Термомеханический анализ (ТМА) проводился на приборе ТМИ-1 при скорости нагрева 5 °С/мин на воздухе. Также структурные изменения

изучались с помощью рентгеноструктурного анализа (РСА) на автоматизированном рентгеновском дифрактометре «ДРОН-3».

Термомеханические (ТМ) кривые образцов Ф-4 после ВО плоской ударной волной до нагрева (рис. 1 а) представляют собой типичный вид ТМ кривых для Ф-4. При давлении 0,7 ГПа отмечена максимальная температура размягчения 305 °С. Увеличение давления ВО способствует образованию свободных радикалов и дроблению частиц, а также получение высокоплотных прессовок. Дальнейшее повышение давления до 0,9 ГПа приводит к резкому снижению температуры размягчения до 280 °С, что возможно связано с началом деструктивных процессов в полимере и повышением дефектности.

Термическая устойчивость материала после ВО обуславливает низкие значения относительной деформации для Ф-4, которые колеблются в интервале 7 - 12 %. При спекании Ф-4 при 380 °С после ВО происходит монолитизация полимера. При нагреве образец Ф-4 после ВО и спекания при 380 °С начинает расширяться (рис. 1 б), в связи с чем возникают отрицательные относительные деформации.

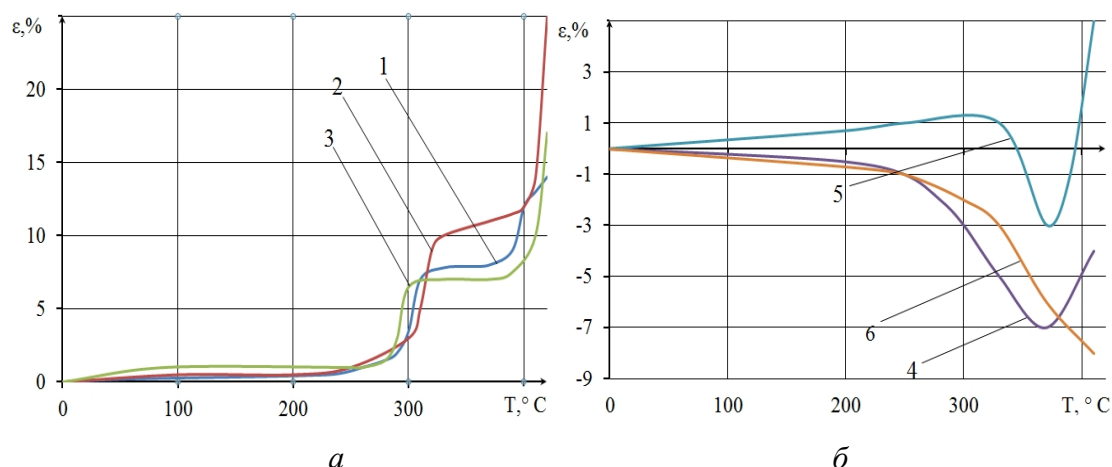


Рис. 1. ТМА образцов Ф-4 после ВО плоской ударной волной: а – без спекания, б – после спекания при 380 °С: 1, 4 - $P=0,5$ ГПа; 2, 5 - $P=0,7$ ГПа, 3, 6 - $P=0,9$ ГПа.

Рентгеноструктурные исследования для образцов Ф-4 после ВО при давлениях 0,5 и 0,7 ГПа до и после спекания, проведенные параллельно с

ТМА, показали, что материал обладает высокой упорядоченностью структуры: степень кристалличности 65-78 %, а $S_{ам}$ составляет в среднем 4,399 нм. С увеличением давления ВО до определенного предела степень кристалличности Ф-4 увеличивается. Процесс кристаллизации полимера при спекании зависит от давления ВО и растет при повышении давления.

При повышении давления до 0,9 ГПа степень кристалличности образца Ф-4 снижается до 71,5 %, $S_{ам}$ увеличивается до 4,941 нм, что подтверждает большую степень дефектности кристаллической структуры по сравнению с ВО меньшим давлением (0,5 ГПа).

Исследования показали, что применение ВО приводит к изменению структуры, повышению кристалличности, росту характеристических температур. Режим ВО плоской ударной волной при давлении 0,7 ГПа является наиболее оптимальным для достижения высоких эксплуатационных свойств Ф-4.

Работа выполнена при финансовой поддержке грантов РФФИ № 13-03-00344, 14-03-31315 и гранта РНФ № 14-29-00158

Литература

1. Металлополимерные нанокомпозиты (получение, свойства, применение): монография / В. М. Бузник [и др.] ; гл. ред. В. М. Титов. – Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2005, - 260 с. - (Интеграционные проекты СО РАН; вып. 2.)
2. Баскин З.Л., Лаптев А.Л., Лавринов А.А. Приборы, 2001 – 350с.
3. Ударно-волновая обработка дисперсного фторопласта-4/ Адаменко Н.А., Трыков Ю.П., Фетисов А.В., Э.В.//Материаловедение. – 2000. - №12. – с. 49-52.
4. Взрывное прессование фторопласта-4 / Н.А. Адаменко, Ю.П. Трыков, А.В. Фетисов, Э.В. Седов // Металловедение и прочность материалов: Межвуз. сб. научн. тр. / ВолгГТУ. – Волгоград, 2001. – С. 25-29.

СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ МУЛЬТИФРАКТАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ОЦЕНКИ КРАТКОВРЕМЕННЫХ СИГНАЛОВ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

В.И. Борисов, А.Ю. Долганов, А.А. Григорьева

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.С. Кубланов

Уральский федеральный университет

имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург

Сигнал variability сердечного ритма (BCP) зависит от многих параметров, даже в состоянии функционального покоя демонстрирует значительное число флуктуаций и проявляет черты детерминированного хаоса. Это позволяет использовать для исследования BCP методы, применяемые в теории хаотических систем [1]. Среди многообразия применяемых методов нелинейной динамики при анализе биомедицинских сигналов особый интерес представляют методы получения оценки их масштабной инвариантности, такие как фрактальный и мультифрактальный анализ [2].

Мультифрактальные оценки могут быть получены, в том числе, путем детрендрованного флуктуационного анализа, (MFDFA) [3] и методом максимумов модулей коэффициентов вейвлет-преобразования (WTMM) [4].

В методе MFDFA определяется локальный тренд $y_v(i)$, представляемый полиномом, степень которого выбирается таким образом, чтобы обеспечить интерполяцию с ошибкой, не превышающей заданный

предел $y_v(i) = \sum_{k=0}^m C_k i^{m-k}$, где m – степень полинома (обычно $m=2$). Затем

определяется момент дисперсии:

$$F^2(v, s) = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s |y[(v-1)s + i] - y_v(i)|^2$$

и флуктуационная функция $F_q(s)$, зависящая от степенного параметра q :

$$F_q(s) = \left\{ \frac{1}{N_s} \sum_{v=1}^{N_s} |F^2(v, s)|^{\frac{q}{2}} \right\}^{\frac{1}{q}}.$$

Метод WTMM основан на расчете вейвлет коэффициентов по формуле $W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(t) * \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$, затем, для каждого масштаба a находятся локальные экстремумы модулей $MM(a, b)$. Далее, для разных

моментов q считается статистическая сумма $Z(a, q) = \sum_t MM(a, t)^q$, которая пропорциональна $a^{\tau(q)}$. Далее, по тангенсу угла наклона $Z(a, q)$ в двойных логарифмических координатах для каждого q находится $\tau(q)$.

В общем случае, мультифрактальное множество характеризуется скейлинговой экспонентой $\tau(q)$. Функция $\tau(q)$ показывает, насколько неоднородным является исследуемое множество точек. Оценка ширины мультифрактального спектра определяется функцией вероятности распределения спектра D_q , характеризующая распределение плотности

вероятностей от q :

$$D_q(h) = qh - \tau(q), \quad \text{где } h = \frac{d\tau(q)}{dq};$$

ширина мультифрактального спектра соответственно равна:

$$W(D(h)) = \max(h) - \min(h).$$

Данная величина была выбрана, потому что она служит количественной мерой оценки сингулярности временных рядов, что может характеризовать протекающие физиологические процессы, и удобна для сравнения двух методов.

Исследования сигналов ВСР проводились для полного спектрального диапазона (0.003-0.4) Гц. Для рассматриваемых временных рядов границы

временных масштабов скейлинга определялись согласно данному диапазону – (2.5-300) секунд. Для метода WTMM расчеты проведены с помощью вейвлета Морле.

В качестве исследуемого материала использованы данные, полученные в Научно-исследовательском медико-биологическом инженерном центре высоких технологий УрФУ (г. Екатеринбург) при исследовании группы практически здоровых пациентов (20 человек). Для вычисления изменений ширины мультифрактального спектра используются результаты исследований, которые проводились в двух функциональных состояниях: фон (функциональный покой) и при выполнении пассивной ортостатической пробы (функциональная нагрузка). Оба состояния измерялись в течение 5 минут.

На рис.1 представлены графики $D(h)$ полученные методами MFDFA и WTMM, соответственно.

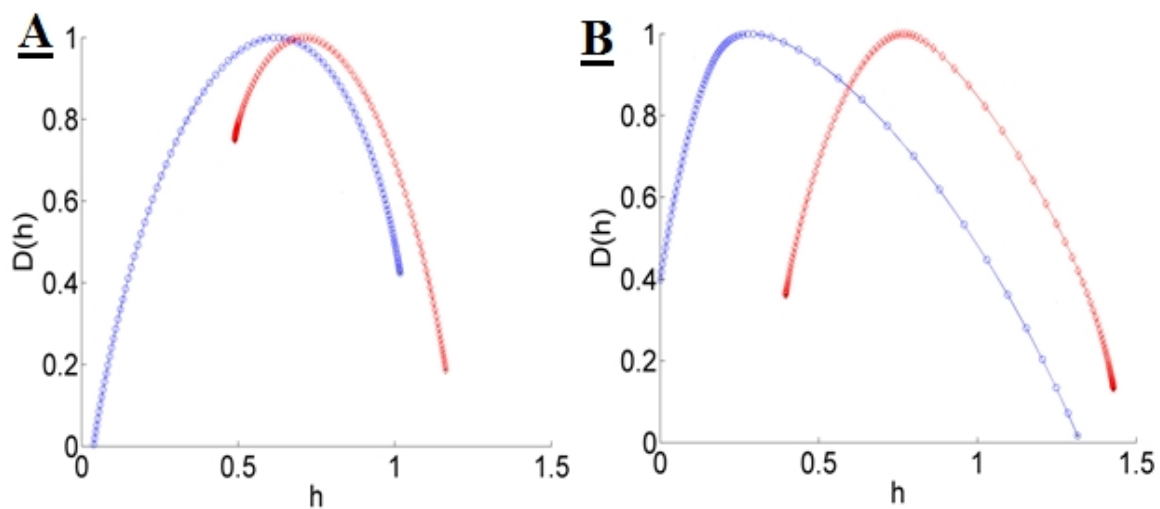


Рис. 1. Графики $D(h)$ одного человека для методов (А) MFDFA и (В) WTMM до (синий) и во время (красный) функциональной нагрузки

Для оценки согласованности вычислений ширины мультифрактального спектра двумя методами использовался критерий Бленда-Альтмана [5].

На рис.2 представлены результаты сравнения средней разности вычислений для двух функциональных состояний пациентов: $\langle W_{wtmm} - W_{mfdfa} \rangle (\text{фон}) = -0.0984$; $\langle W_{wtmm} - W_{mfdfa} \rangle (\text{нагрузка}) = 0.0066$.

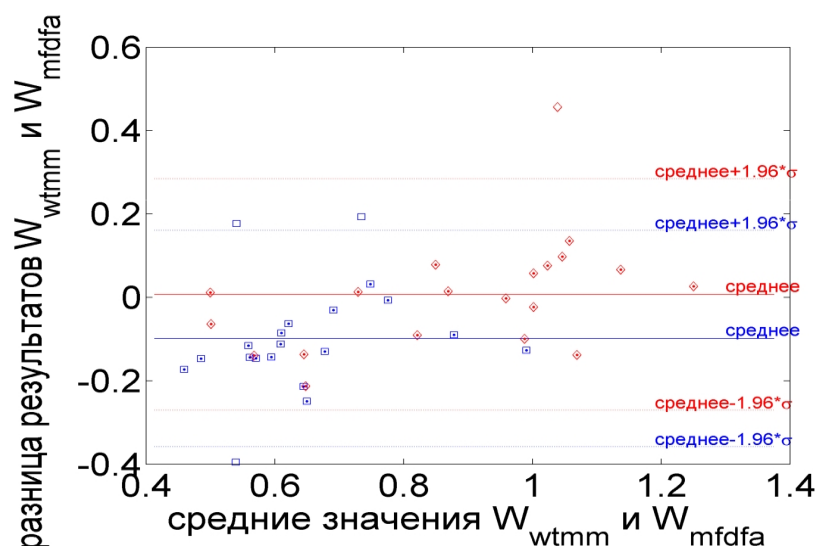


Рис.2. Сравнение результатов W_{wtmm} и W_{mfdfa} с помощью критерия Бленда-Альтмана до (синий) и во время функциональной нагрузки (красный)

Для функционального состояния фон в области $\langle W_{wtmm} - W_{mfdfa} \rangle \pm 1.96\sigma$ получено 85% распределения выборки. Для функционального состояния нагрузка – 95%.

Полученные результаты показывают высокую согласованность и низкий уровень систематического расхождения методов MFDFA и WTMM. Ранее [6], было показано, что метод MFDFA применим для идентификации нозологического статуса групп пациентов – практически здоровых или страдающих артериальной гипертензией II-III стадии. Проверка аналогичных возможностей метода WTMM будет рассмотрена в следующей работе.

Литература

1. Ардашев А.В., Лоскутов А.Ю. Практические аспекты современных методов анализа variability сердечного ритма. – М.: ИД «МЕДПРАКТИКА-М». –2011. –126 с.

2. Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б. Современные проблемы нелинейной динамики, - М.: УРСС, 2002. – 283 с.
3. Ihlen A.F. Introduction to multifractal detrended fluctuation analysis in Matlab // *Frontiers in physiology*. –2012. –V. 3. –P.141-150.
4. Павлов А.Н., Анищенко В.С. Мультифрактальный анализ сложных сигналов // *УФН*. – 2007. – Т. 177. № 8. – С.859-872.
5. Гланц С.А. Медико-биологическая статистика. Пер с англ. - М.:Практика, –1998. –459с.
6. Кубланов В.С., Борисов В.И., Поршнев С.В. Особенности применения методов нелинейной динамики для анализа сигналов вариабельности сердечного ритма. // *Биомедицинская радиоэлектроника*, 2014. - №8. С.30-37.

ЗАМЕДЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ В БИОМЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКЕ

И.В. Колосов, Р.Э. Логачев

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор М.Ф. Умаров

Вологодский государственный университет, г. Вологда

В настоящее время электронные приборы и устройства, основанные на использовании замедляющих систем (ЗС) и возбуждаемых в них электромагнитных волн, получили широкое распространение в микроволновой электронике. Они также успешно применяются при создании новых элементов радиочастотных и микроволновых трактов, контрольно-измерительных приборов и устройств, электромагнитного нагрева материалов и изделий и т.д.[1,2].

Одним из перспективных направлений применения ЗС является возможность их использования в биологии и медицине в качестве антенн и излучателей для радиочастотной и микроволновой физиотерапии,

радиотермии, чувствительных элементов для медицинской диагностики, устройств для стерилизации и термообработки.

Целью данной работы является рассмотрение физических свойств ЗС, поиск и анализ существующих электродов на ЗС, моделирование распределения магнитного и электрического полей вокруг электрода.

Преимущества применения ЗС в биологии и медицине основаны на электродинамических и конструктивных особенностях структур, которые следуют из распределения электромагнитного поля вблизи их поверхностей. ЗС сформированы элементами, имеющими периодичность вдоль распространения волны, например, одиночными спиралями, биспиралями или меандрами. Изменение конфигурации таких структур, обеспечивающих концентрацию электромагнитного поля вблизи своей поверхности. В данной работе рассматриваются особенности ЗС, наиболее важные для применения в биологии и медицине.

Первой особенностью ЗС является возможность концентрации энергии замедленной волны пропорционально величине коэффициента замедления.

Вторая особенность ЗС состоит в возможности дополнительной концентрации энергии в поперечном сечении структуры, что вызвано поверхностным распределением области замедленной волны. В качестве третьей особенности ЗС следует подчеркнуть возможность поверхностного распределения поля при разных частотах и коэффициентах замедления. Четвертой особенностью ЗС является то, что в зависимости от граничных условий и различного распределения в поперечном направлении, ее электромагнитное поле в большинстве случаев представлено в виде гибридной волны, которую можно рассматривать в виде совокупности волн Е- и Н-типов.

Пятая особенность ЗС состоит в возможности многократной концентрации электрического и магнитного полей в связанных структурах,

например, цилиндрических или радиальных спиралей с противоположным направлением намотки. Шестая особенность ЗС состоит в периодичности их структуры, что подчеркивает формирование электромагнитного поля пространственными (нулевой и первой) гармониками. Седьмой особенностью ЗС является возможность интенсивного излучения при условии, что фазовая скорость волны в структуре меньше скорости распространения света в оптически плотной среде (биоткани).

Установлено, что уменьшение резонансных размеров электродов и отсутствие излучения в окружающее пространство позволяет сконцентрировать эффект терапии на заданную область биологического объекта, также обеспечивая безопасность медперсонала.

Результаты компьютерного моделирования излучателя [1] приведены в виде распределений магнитного (рис.1) и электрического (рис.2) полей вблизи его поверхности. Полученные зависимости наглядно демонстрируют снижение излучения в азимутальном направлении, что обеспечивает возможность эффективного локального облучения определенного участка тела пациента.

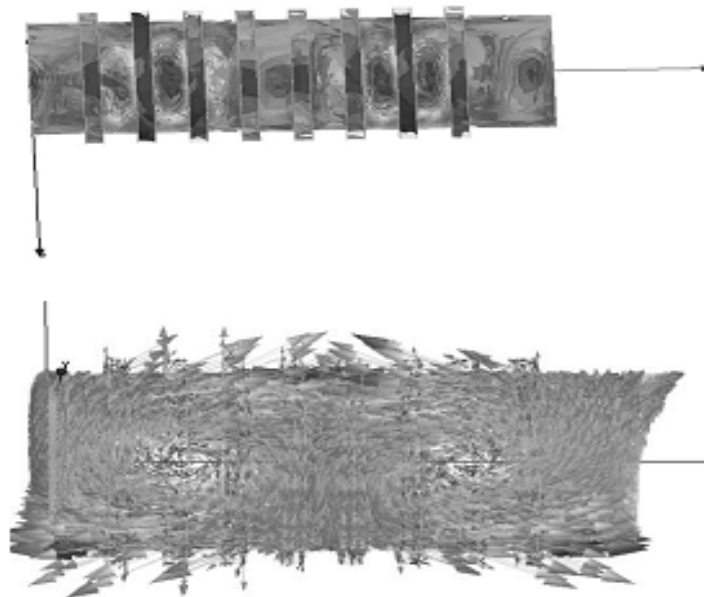


Рис.1. Распределение магнитного поля вблизи поверхности электрода

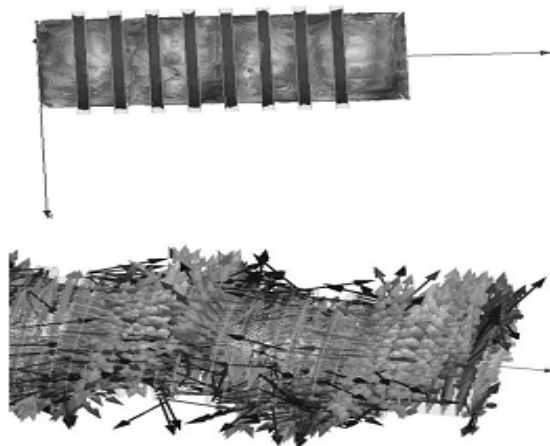


Рис.2. Распределение электрического поля вблизи поверхности электрода

Таким образом, рассмотренные и проанализированные нами особенности применения ЗС позволяют создавать высоко-эффективные электроды и излучатели. Технологии на базе замедляющих систем обеспечивают новые функциональные возможности устройств, они просты, недороги и позволяют работать на относительно низких частотах. Возможность концентрации энергии вблизи поверхности ЗС, а также возможность преимущественного сосредоточения энергии электрического или магнитного поля в заданной области позволяют обеспечить более высокую эффективность воздействия требуемым излучением, чем биомедицинские устройства на отрезках волноводных или коаксиальных линий.

Литература

1. Елизаров А. А. Радиоволновые элементы технологических приборов и устройств с использованием электродинамических замедляющих систем / А.А. Елизаров, Ю.Н. Пчельников. М.: Радио и связь, 2002. 200 с.
2. Елизаров А. А. Технологические процессы и устройства на замедленных электромагнитных волнах: современное состояние и тенденции развития / А. А. Елизаров // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. 1998. Т.1. №1. С. 41-49.

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

Научные руководители: к.т.н., доцент М.Ю. Захарченко,

д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Производство хлора, каустической соды, соляной кислоты, промышленный выпуск винилхлорида, поливинилхлорида, неорганических и хлорорганических соединений, полимеров и пластификаторов, растворителей и хладонов диктует острую необходимость проведения неотложных мероприятий по усилению контроля над обращением с ртутьсодержащими отходами. Ртуть обладает уникальными особенностями: низкой температурой плавления (минус 38.9°C) и высокой упругостью паров. При высоких температурах она находится в виде паров элементарной ртути Hg^0 ; конденсация ее паров начинается ниже $\sim 357^{\circ}\text{C}$, а конденсация таких соединений, как Hg_2Cl_2 (каломель) и HgCl_2 (сулема), при 384 и 302°C , соответственно. Вследствие таких свойств, важнейшей технологической особенностью ртути является, конечно, ее летучесть. Независимо от производственно-хозяйственной деятельности предприятия и его технических возможностей ртуть почти целиком уходит в летучие продукты. В настоящее время создание системы экологической безопасности человека, осуществляющего трудовую деятельность на предприятиях – основных источниках эмиссии ртути, является актуальной научной проблемой, решение которой нельзя откладывать. Конкретная задача, на решение которой направлено

исследование – внедрить в деятельность предприятий новые перспективные защитные индивидуальные средства и устройства, предотвращающие отравление человека парами ртути [1-5].

В настоящее время в промышленности защиту человека от отравления парами ртути осуществляют с помощью противогазов и других средств, неудобных для использования в течение продолжительного времени, заметно снижающих производительность труда, и достаточно дорогостоящих. Защитная маска предлагается для внедрения на ртутьсодержащее производство, относится к области устройств и может найти применение для защиты органов дыхания работника от содержащихся в воздухе различных примесей, в частности, паров ртути. Известные лицевые маски (повязки) имеют, как правило, ограниченный срок годности. К недостаткам известных масок и повязок следует отнести и ограничения их использования во влажной среде, образующейся под воздействием дыхания пользователя или вследствие дождливой погоды, т.к. бактерии и вирусы хорошо сохраняются в условиях повышенной влажности. Но самый большой недостаток изученных аналогов это невозможность использовать описанные маски и повязки для защиты человека от отравления парами ртути. Предлагаемое решение обеспечивает: 1) повышение безопасности органов дыхания человека; 2) обеспечение универсальности защитных масок и повязок; 3) увеличение длительности защитного действия устройства; 4) расширение возможности использования устройства в условиях повышенной влажности. Данная маска рекомендуется для использования людьми, работающими в цехах по переработке ртутно-кварцевых и ртутных ламп, на ртутьсодержащем производстве, при этом они удобны и просты в применении. 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 получают химические соединения

ртути с металлами. Особенно легко образуется амальгама золота, вследствие чего золотые изделия не должны соприкасаться с ртутью, также ртуть и пары ртути взаимодействуют с медью. На этом основании была изготовлена медная сетка с ячейками 1,0-2,0 нм, которая легко изгибается (толщина сетки 0,1 мм) и представляет собой эластичную сетку, пригодную для изготовления защитной маски от отравления парами ртути. Медную сетку можно легко извлечь из слоев эластичной вставки наносника маски, затем обработать 20%-ным водным раствором FeCl_3 или 10%-ным раствором KMnO_4 , подкисленным соляной кислотой. Очистка воздуха основана на том, что пары ртути, находящиеся в воздухе адсорбируются на поверхности медной сетки, таким образом, подвергаются связыванию, т.е. химическому взаимодействию, протекающему между ртутью и медью. В результате химического взаимодействия паров ртути с чистой медью образуются амальгамы, которые через определенный промежуток времени (500 часов) растворяют раствором FeCl_3 или раствором KMnO_4 , подкисленным соляной кислотой. Медь после очистки растворами от амальгам может вновь использоваться для защиты от отравления парами ртути, т.е. способна активно взаимодействовать с парами ртути.

Сущность технического решения состоит в том, что в защитной маске содержатся три встроенные гибкие вставки, верхняя наносник служит для лучшего прилегания маски с учетом индивидуальных особенностей носа пользователя, вторая центральная для оптимальной фиксации формы самой маски, расположена по середине маски горизонтально, а третья вставка состоит из медной (металла с гальваническим покрытием золотом) сетки с ячейками 1,0-2,0 нм, которая вставляется между двумя встроенными вставками. Это позволяет придать и сохранить правильную форму воздушного кармана, препятствует соприкосновению маски с ротовой частью при вдохе, существенно снижает риск увлажнения маски и

передачи инфекции, а также обеспечивает взаимодействие медной сетки с парами ртути, рис. 1.

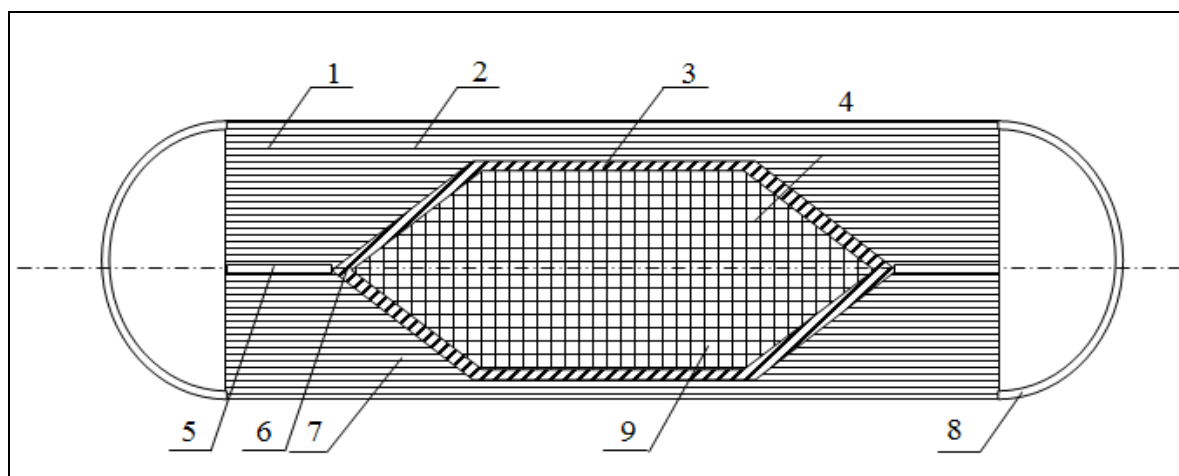


Рис. 1. Защитная маска, где: 1 – маска; 2 – нетканый воздухопроницаемый материал; 3 – наносник; 4, 5 – эластичные вставки; 6 – осевая линия маски; 7 – складки материала маски; 8 – петли маски; 9 – сетка между слоями основы маски

Исследования по определению паров ртути в смывах с медной сетки проводились с помощью рентгенофлуоресцентного анализа. Апробацию маски проводили в учебном тире, где использовались штатные патроны к ПМ Макарова. Известно, что в большинстве патронов содержится инициирующее взрывчатое вещество фульминат ртути $\text{Hg}(\text{ONC})_2$. Произвели сравнительный анализ содержания ртути на внутренней поверхности маски после 12, 20, 32, 54, 100, 500 выстрелов с медной сеткой и без неё после (контрольный образец). Результаты сравнительного анализа представлены в таблице.

Анализируя полученные данные можно сделать вывод: медная сетка толщиной в 0,1 мм с ячейками 0,1...0,2 мм выполняет функцию по адсорбции и практически полностью защищает пользователя маски от отравления парами ртути.

Таблица

Анализ содержания ртути на внутренней поверхности маски

Количество выстрелов	12	20	32	54	100	500
Содержание ртути на внутренней поверхности маски, $\text{мг/см}^2 \cdot 10^{-4}$	не обнаружено	не обнаружено	не обнаружено	0,02	0,06	0,08
Контрольный образец: маска без медной сетки, $\text{мг/см}^2 \cdot 10^{-4}$	не обнаружено	не обнаружено	не обнаружено	0,67	1,75	2,43

Результаты проведенного исследования позволяют реализовать решение следующих практических задач: 1) создать систему экологической безопасности человека, осуществляющего трудовую деятельность на предприятиях, связанных с ртутьсодержащими компонентами; 2) осуществить защиту органов дыхания работников и сотрудников предприятий от содержащихся в воздухе рабочих зон паров ртути.

Литература

1. Мельников И.Н., Орлов Ф.П., Аистов И.А., Рогов К.В. Естественнаучные основы экспертных исследований: Учебное пособие. Саратов: СЮИ МВД России, 2004.-184 с.

2. Кайргалиев Д.В., Васильев Д.В., Пономаренко Д.В., Мельников И.Н., Деев Р.И. Предварительное исследование взрывчатых веществ и следов взрыва на месте происшествия. Учебное пособие. Волгоград: ООО «Царицынская полиграфическая компания», 2013.-104 с.

3. Пономаренко Д.В., Васильев Д.В., Кайргалиев Д.В. Информационные технологии в раскрытии, расследовании и предупреждении преступлений, связанных с взрывными устройствами // Актуальные проблемы права и правоприменительной деятельности на

современном этапе: материалы Междунар. науч.-практ. конф., 19–20 сентября 2013 г. / МВД РФ, Краснодар. ун-т МВД России, Новорос. фил. Краснодар. ун-та МВД России; [под общ. ред. В.А. Сосова]. Краснодар: Издательский Дом – Юг, 2013 – С. 225–229.

4. Лобачева Г.К., Павличенко Н.В., Кайргалиев Д.В., Курин А.А., Кочубей А.В. Новые перспективные способы обнаружения, фиксации, изъятия металлов и перспективы их исследования // Техническо-криминалистическое обеспечение раскрытия и расследования преступлений: сб. науч. тр., Волгоград: ВА МВД России, 2013. С. 37–47.

5. Лобачева Г.К., Павличенко Н.В., Курин А.А., Кайргалиев Д.В., Колодницкая Н.В., Рамзес С.К., Кочубей А.В. Знание современной химии металлов – путь успешной работы эксперта-криминалиста в раскрытии некоторых категорий преступлений (Ч. 2). В сб.: Альманах-2013. Под ред. Г. К. Лобачевой. Волгоград, 2013. С. 290-313.

МОДЕЛИРОВАНИЕ АППАРАТОВ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ ДЛЯ ЧРЕСКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА КОСТЕЙ ПРЕДПЛЕЧЬЯ

А.С. Бубнов, М.Э. Пусева, И.А. Галкин

Иркутский государственный технический университет, г. Иркутск

В общей структуре травматизма количество случаев травмы верхней конечности возрастает и составляет 20–30 % от числа пациентов травматологических отделений [1, 2]. Частота переломов костей предплечья занимает второе место после переломов костей голени и составляет от 7,1 до 53 % от общего количества переломов длинных трубчатых костей [3, 4]. Переломы диафиза костей предплечья

встречаются в 13–15 % случаев от всех переломов костей предплечья [5, 6].

Актуальность проблемы лечения повреждений костей предплечья определяется особенностями анатомического строения предплечья – двукостный сегмент, группой мышц антагонистов: сгибатели – разгибатели, супинаторы – пронаторы; многоплоскостным смещением костных отломков по ширине, длине, углом и ротации; сложностью репозиции закрытым способом, что приводит к развитию ротационной контрактуры различной степени выраженности в 30–83 % случаев и является причиной инвалидности в 3–8 % случаев [1].

В последние годы в травматологии формируется концепция функционального лечения переломов и последствий травм, сущность, которой заключается в репозиции и удержании костных отломков с сохранением движений в смежных суставах [7, 8].

Исследователи и практики, работающие в этом направлении, считают, что нет универсальной методики для лечения всего многообразия переломов и их последствий. Но продолжение поиска и апробация новых фиксаторов и методов, имеющих несомненные преимущества перед уже известными при определенной категории ортопедической патологии, основанных на общих принципах лечения разрушений кости, принималось всегда за развитие прикладной науки. Поэтому считаем целесообразным аналитическое обоснование комплекса условий, необходимых для заживления кости, известных в специальной литературе, как общие принципы лечения переломов костей.

Категория понятия «комплекс оптимальных условий заживления перелома кости» включает точное сопоставление отломков, высокую жесткость фиксации их, сохранение функции и кровоснабжения поврежденной кости и конечности.

Одной из причин осложнений и неудовлетворительных результатов лечения является нарушение кровотока в системе микроциркуляции поврежденного сегмента конечности, связанное с ее структурными изменениями и с нарушением реологических свойств крови [4, 5].

Повреждение окружающих мягких тканей травмирующей силой и сместившимися костными отломками, неустраненные смещения отломков, сужение межкостного промежутка предплечья, укорочение костей затрудняют сращение и восстановление функции поврежденной верхней конечности. Именно данному «комплексу» соответствует метод чрескостного остеосинтеза: закрытая малоинвазивная репозиция костных отломков, жесткая их фиксация, сохранение функции смежных с поврежденным сегментом суставов, сочленений и за счет сохранения периостального и эндостального кровоснабжения. Гематома в зоне перелома содержит тканевые и гуморальные факторы роста, которые создают благоприятные условия для сращения перелома, так как запускают процессы регенерации костной ткани [4]. Малоинвазивная или малотравматичная репозиция сохраняет кровоснабжение фрагментов кости и мягких тканей. Это основное условие для оптимальной регенерации костной ткани, так как только отломки живой кости могут срастись при наличии микроподвижности, которая является биологической предпосылкой для наступления кальцификации [5, 6].

Функция опоры и движения реализуется в твердом скелете через упругие деформации, посредством которых жидкая среда достигает вен, синусов и капилляров. Следовательно, сохранение кровоснабжения фрагментов и одновременное обеспечение достаточного шинирования отломков с возможностью ранних активных движений в смежных суставах и ранней нагрузкой на поврежденную конечность еще до сращения перелома - мощные естественные факторы, поддерживающие репаративный остеогенез на высоком уровне, надо считать сегодня

общепринятым. А проводить лечение с сохранением функции суставов поврежденной конечности возможно только при достаточно жестком соединении костных фрагментов [8].

Исследования Г.А. Илизарова, А.А. Девятова, А.Ф. Лазарева и других ученых показали, что стабильная фиксация имеет не только механическое, но и важное биологическое значение, реализуя потенции репаративного процесса по оптимальному пути и наибольшей эффективности, приближая сроки заживления костной раны к биологическому гомеостазу роста костной ткани.

Эта концепция подтверждается клиническими исходами лечения переломов длинных костей. Так, среди причин возникновения псевдоартрозов, нестабильность фиксации костных отломков составляет 65 % [6].

Имеющаяся точка зрения о необходимости дозированной подвижности отломков относительно друг друга не лишена основания и так же подтверждена клиническими наблюдениями.

Нет единой системы биомеханической оценки способа лечения перелома [4], чтобы определять жесткость моделей по шести степеням свободы. Большинство авторов используют оригинальные биомеханические стенды. Конструктивные особенности стендов и отличия в методах проведения эксперимента, а именно выбор имитатора кости и вида его разрушения, способа закрепления модели в стенде, использование того или иного типа силозадающего элемента, количества и способов установки индикаторов смещения, способов оценки результатов тестов, не позволяют сравнить данные разных авторов. Это создает затруднения в объективной оценке и сравнении результатов лечения различными способами и методами.

Исходя из биомеханики руки, оптимальная конструкция аппарата внешней фиксации определяется величиной и характером сил, действующих на кость.

Таким образом, все вышеперечисленное отражает высокую медико-социальную значимость данной проблемы и поиска новых и более эффективных способов лечения переломов данной локализации.

Модель аппарата внешней фиксации и модель костей предплечья представляет собой сложную в геометрическом и физическом отношении систему, расчет которой возможен только численными методами. Жесткость фиксации отломков определялась по величине перемещения 4–5 мм. При этом использовалось решение МКЭ соответствующей задачи теории упругости для системы кость – аппарат.

В исследовании применен программный комплекс ANSYS для изучения напряженно-деформированного состояния аппарата внешней фиксации. Его необходимость объясняется тем, что даже при максимальном упрощении расчетной схемы, например, двухстержневой подсистемы аппарата (рис. 1), полученная система является статически неопределимой и имеет степень статической неопределимости 3.

Это объясняется тем, что при 6 неизвестных усилиях (реакциях в опорных узлах) можно составить для плоской системы только три уравнения равновесия для определения неизвестных усилий: $\sum F_x=0$ $\sum F_y=0$ $\sum M=0$.

Поэтому необходимо решать задачу раскрытия статической неопределимости системы путем составления дополнительных уравнений. Данная операция является достаточно трудоемкой. Если же уравнивается большое количество расчетных схем с целью выявления оптимального варианта, расчета прочности и т.д., то использование программных комплексов многократно облегчает решение поставленных задач и становится объективно необходимым условием эффективного исследования, тем более при использовании сложных расчетных схем (например, трехстержневых подсистем аппарата внешней фиксации).

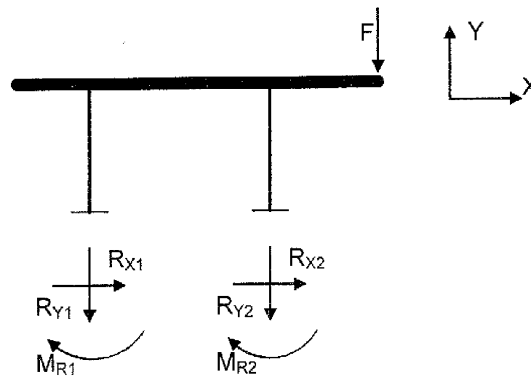


Рис. 1. Упрощенная двухстержневая система, реакции в опорных узлах

В настоящее время для анализа напряженно-деформированного состояния различных конструкций и их элементов все большее распространение получают программные комплексы инженерного анализа, основанные на методе конечных элементов (МКЭ).

Метод конечных элементов уже используется в медицинских исследованиях, в том числе по отдельным вопросам внешней фиксации. Исследуются, преимущественно частные вопросы по подбору фиксирующих элементов по отдельной локализации, вопросы спицевой фиксации [9, 10], материал и параметры стержней. E. Yilmaz et al. использовали моделирование на основе МКЭ при поиске оптимальной конструкции аппарата для фиксации перелома большеберцовой кости [11]. Метод конечных элементов наиболее предпочтителен и распространен, так как позволяет учитывать реальные особенности структуры биомеханического объекта и легко адаптируется к изменению формы и внешних нагрузок, действующих на него. В хирургии метод конечных элементов (МКЭ) используется для компьютерного вычисления напряжений, генерированных в естественных структурах конечностей и передаваемых имплантных систем.

Математическое моделирование согласно общепринятому алгоритму в этих системах заключается: 1 – построение геометрической модели (создание двух или трехмерной модели), 2 – задании граничных условий,

материала (моделирование внешних нагрузок и связей), 3 – генерация КЭ сетки, дискретизация, 4 – отображение результатов (эпюры, напряжения, деформация (перемещение) и др.).

Геометрические модели аппаратов внешней фиксации и костей предплечья и (рис. 2) выполнили по размерам в соответствии с реальной конструкцией (рис. 3). С учетом работы конструкции аппарата задавали нагрузку F на поверхность кости – осевое сжатие в соответствии с расчетной схемой.

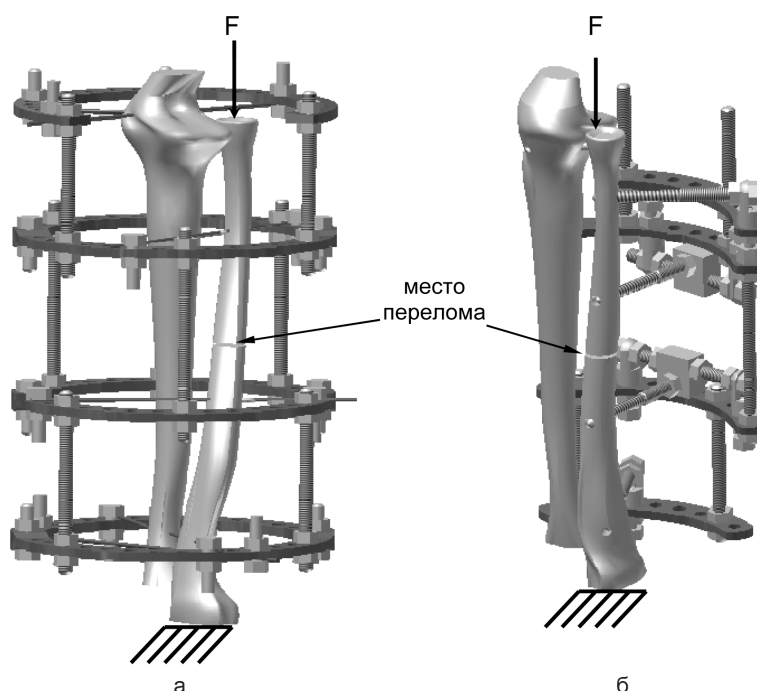


Рис. 2. Геометрические модели и схемы нагружения аппаратов внешней фиксации:

а – спицевая компоновка, б – стержневая компоновка

После формирования КЭ модели выполняли расчет напряжений и деформаций, возникающих в аппарате при нарастающей нагрузке с 1 Н до 500 Н. Работоспособность конструкции аппаратов внешней фиксации оценивали по анализу напряженно-деформированного состояния и определению предельно допустимой величины нагрузки, действующей на конструкцию. Так как деформирование конструкции осуществляется при

малых скоростях, то процесс нагружения моделей был принят статическим.

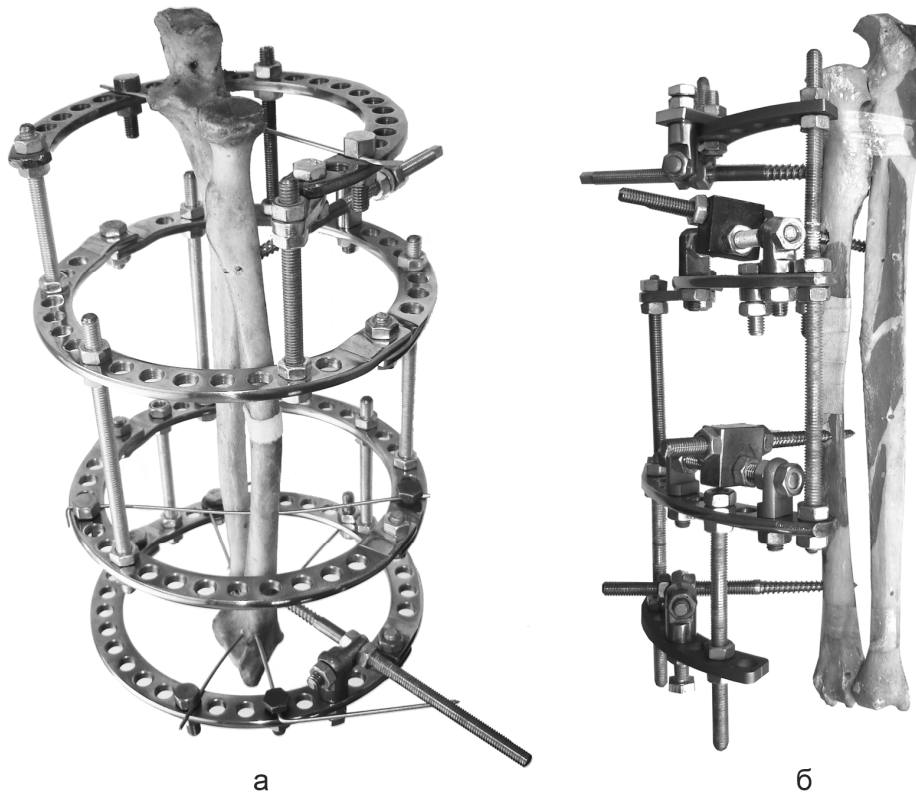


Рис. 3. Реальная конструкции аппарата внешней фиксации при переломе диафиза лучевой кости: а – спицевая компоновка; б – стержневая компоновка

Результаты численного расчёта напряжений и деформаций в модели аппарата внешней фиксации представлены в виде изолиний интенсивности напряжений (рис. 4). Отображаемые деформации модели будут соответствовать суммарным перемещениям точек конструкции, а изолиний интенсивности напряжений – эквивалентным напряжениям $\sigma_{\text{экв}}$ в конструкции (VonMises Stress), вычисленным по гипотезе энергии формоизменения Рихарда Фон Мизеса.

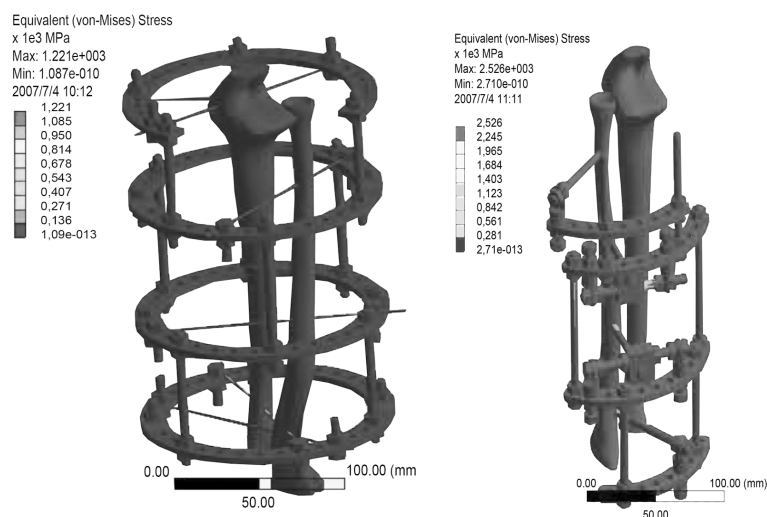


Рис. 4. Распределение интенсивности напряжений аппарата внешней фиксации:

а – спицевая компоновка; б – стержневая компоновка

При моделировании выявлено, что наибольшая интенсивность напряжений возникает в местах соединения тонких стержневых элементов модели с цилиндрическими поверхностями модели костей предплечья и внешних опор, поэтому они детально показаны на рисунках.

Для всех рассчитанных моделей аппаратов внешней фиксации костей предплечья на рис. 5 в изолиниях, например, показано напряженное состояние при нагрузках в МПа, а деформация на рис. 5 в мм.

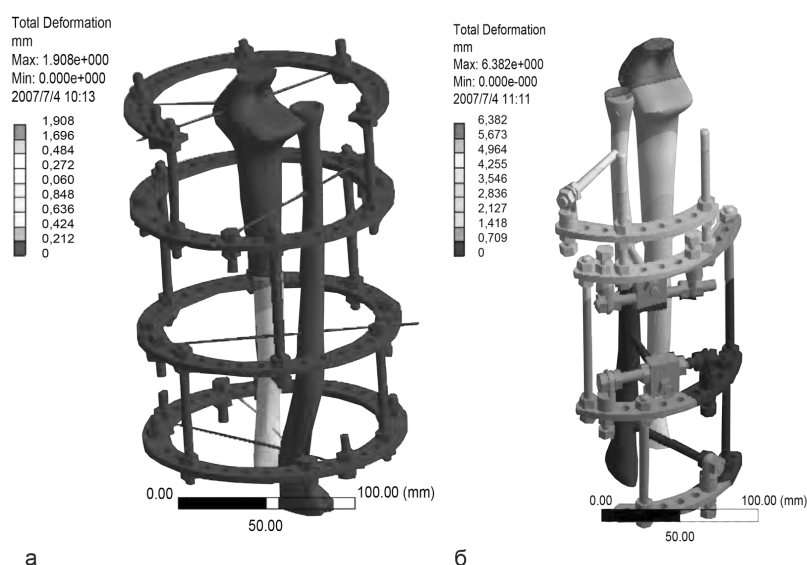


Рис. 5. Распределение интенсивности деформаций аппарата внешней фиксации:

а – спицевая компоновка; б - стержневая компоновка

Влияние нагрузки на напряженно-деформированное состояние кости в аппарате сравнения (спицевая компоновка) представлена в таблице 1.

Таблица 1

Влияние нагрузки на напряженно-деформированное состояние кости в аппарате сравнения (спицевая компоновка)

Нагрузка, Н	Напряжение, МПа		Деформация, мм	
	Спицевая компоновка АВФ	Стержневая компоновка АВФ	Спицевая компоновка АВФ	Стержневая компоновка АВФ
10	244	51	0,38166	0,128
50	1221	252	1,9083	0,638
100	2442	505	3,817	1,276
250	6105	1263	9,5416	3,191
500	12210	2526	19,083	6,382

Проведенные численные расчеты и визуальный анализ показали, что конструкция аппарата внешней фиксации может выдерживать максимальную осевую нагрузку величиной 50 Н. Дальнейшее увеличение нагрузок приведет к увеличению концентрации напряжений и деформации, более 900 МПа и 5 мм, и вследствие этого, выхода конструкции из строя и смещению костных отломков, что недопустимо в клинической практике.

Таким образом, максимальная нагрузка оценивалась по достижению в конструкции напряжений превышающих предел текучести материала аппарата внешней фиксации (900 МПа) и деформации кости (5 мм). Изолинии напряжений показаны при максимальных нагрузках, которые выдерживает конструкция. Компьютерное моделирование выявило, что

зоны концентрации напряжений возникают в стержневых конструкциях. Это связано с тем, что их толщина в этих местах очень мала.

Конструкция аппарата внешней фиксации в проведенных исследованиях определяется величиной и характером сил, действующих на кость. Практический интерес для выбора формы конструкции внешней фиксации представляют силы и напряжения, возникающие в процессе движений биосистемы. Поэтому представление картины распределения напряжений, сил, точек их приложения и количественная оценка действующих нагрузок позволяет сделать правильный выбор конструкции. Это важно не только с точки зрения долговечности аппарата, но и для обеспечения близких естественных нагрузок на кости предплечья. Иными словами, нагрузки, действующие на кости предплечья через аппарат внешней фиксации, должны вызывать у человека привычные ощущения и реакции. Поэтому, чем полнее картина реального распределения возникающих усилий и напряжений, тем более точно можно рассчитать конструкцию аппарата внешней фиксации и тем более органично он впишется в предназначенное для него место.

Литература

1. Андреева, Т.М. Травматизм в Российской Федерации в начале нового тысячелетия / Т.М. Андреева, Е.В. Огрызко, И.А. Редько // Вестник травматологии и ортопедии. – 2007. – №2. – С. 59–63
2. Агаджанян, В.В. Основные принципы организации и тактики медицинской транспортировки пострадавших с политравмой / В.В. Агаджанян, А.В. Шаталин, С.А. Кравцов // Вестник травматологии и ортопедии. – 2009. – №1. – С. 7–13.
3. Афаунов, А.И. Раздельное восстановление длины костей предплечья после прекращения их роста / А.И. Афаунов, А.А. Афаунов,

С.А. Плясов, Р. Дабас // Вестник травматологии и ортопедии. – 2008. – № 2. – С. 44–48

4. Единак, О.М. Идеальный остеосинтез. Атлас малоинвазивных хирургических технологий / О.М. Единиак. – Киев: Укрмедкнига, 2003. – 176 с.

5. Каплан, А.В. Аппарат для репозиции предплечья / А.В. Каплан, В.М. Лирцман, В.В. Кузьменко, А.И. Антонов // Новые решения актуальных проблем в травматологии и ортопедии: учеб. пособие. – М., 2001. – С. 206–207.

6. Дыдыкин, А.В. Минимально инвазивный остеосинтез при лечении пострадавших с переломами длинных костей конечностей и нестабильными повреждениями таза / А.В. Дыдыкин: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – М., 2007. – 48 с.

7. Швецов, В.И. Чрескостный остеосинтез при лечении оскольчатых переломов / В.И. Швецов, С.И. Швед, Ю.М. Сысенко. – Курган, 2002. – 137 с.

8. Янсон, И.А. Некоторые вопросы биомеханики внешней фиксации / И.А. Янсон, Х.А. Янсон // Аппараты и методы внешней фиксации в травматологии и ортопедии (в 3-х т.). – Рига: 1985. – Т. 3. – С. 78–80.

9. Vazquez, A.A. Finite element analysis of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation: flat cut versus intact joint contours / A.A. Vazquez et al. // Clin. Biomech. – Bristol, Avon, 2003. – Vol. 18 (3). – P. 244–253.

10. Watson, M.A. The effect of clamping a tensioned wire: implications for the Ilizarov external fixation system / M.A. Watson et al. // Proc. Inst. Mech. Eng. [H]. – 2003. – Vol. 217 (2). – P. 91–98.

11. Zhang, G. Avoiding the material nonlinearity in an external fixation device / G. Zhang // Clin. Biomech. – Bristol, Avon. – 2004. – Vol. 19 (7). – P. 746–750.

ТЕХНОЛОГИЯ ПОЛУЧЕНИЯ КОМПОЗИТОВ НА ОСНОВЕ ПОЛИСУЛЬФОНОВ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ

А.А. Андреева

Научный руководитель: к.х.н., доцент И.В. Жукова

*Казанский национальный исследовательский технологический
университет, г. Казань*

На сегодняшний день из сорока с лишним тысяч наименований медицинских изделий, разрешенных к применению в российском здравоохранении, отечественные производители освоили только 20 тысяч. В настоящее время из полимеров изготавливается более трех тысяч различных видов медицинских изделий. Современная реконструктивная хирургия сердца и сосудов немыслима без полимеров, которые должны обладать рядом характеристик. В этой связи необходимо создание полимерных композиционных материалов (ПКМ) для изготовления медицинских инструментов в частности хирургических. Одним из лучших материалов для этой цели является суперпрочный полимер полисульфон.

Полисульфоны – большая группа теплостойких полиариленов (полисульфоны, полиэфирсульфоны, полиарилсульфоны) конструкционного и диэлектрического назначения, сохраняющие работоспособность при длительной эксплуатации при температурах от –100 до +250 °С. Огнестойкие (КИ 30–36%), химически стойкие, радиационностойкие полисульфоны характеризуются малой ползучестью, малой усадкой (0,2–0,7%) при формовании изделий из расплава, низким водопоглощением (0,2–0,4%), что обеспечивает высокую стабильность размеров изделий.

Полисульфоны обладают высокой стойкостью к воздействию высоких температур, гидролизу, химическому воздействию и пару. Механические свойства полисульфонов: высокие растягивающее напряжение, прочность на изгиб, коэффициент упругости. Они обладают хорошими электроизоляционными и диэлектрическими свойствами, устойчивы к термической и термоокислительной деструкции, к радиационным воздействиям, высокой стойкостью к излучению высокой энергии (гамма- и рентгеновское излучение). Для полисульфонов характерна физиологическая инертность (пригодность для контакта с пищевыми продуктами), высокая прочность и жесткость в широком диапазоне температур [1].

Учитывая уникальные свойства полисульфонов и их эксплуатационные показатели, была предпринята попытка использовать их в качестве металлозамещающего материала для изготовления хирургических инструментов.

Выбор полисульфонов основывался на следующих его преимуществах по сравнению с традиционно используемыми металлами:

- коррозионная стойкость (в 5-10 раз выше, чем железо);
- химическая и биологическая инертность;
- высокое сопротивление к зарождению и росту трещин;
- высокие удельные механические характеристики;
- низкий коэффициент теплопроводности;
- низкая плотность (в 3-5 раз ниже металлов);
- долговечность;
- снижение себестоимости выпускаемой продукции;
- снижение затрат на изготовления изделий.

Для получения металлозамещающих композитов на основе полисульфонов была разработана технология, принципиальная блок-схема которой приведена на рис.1.

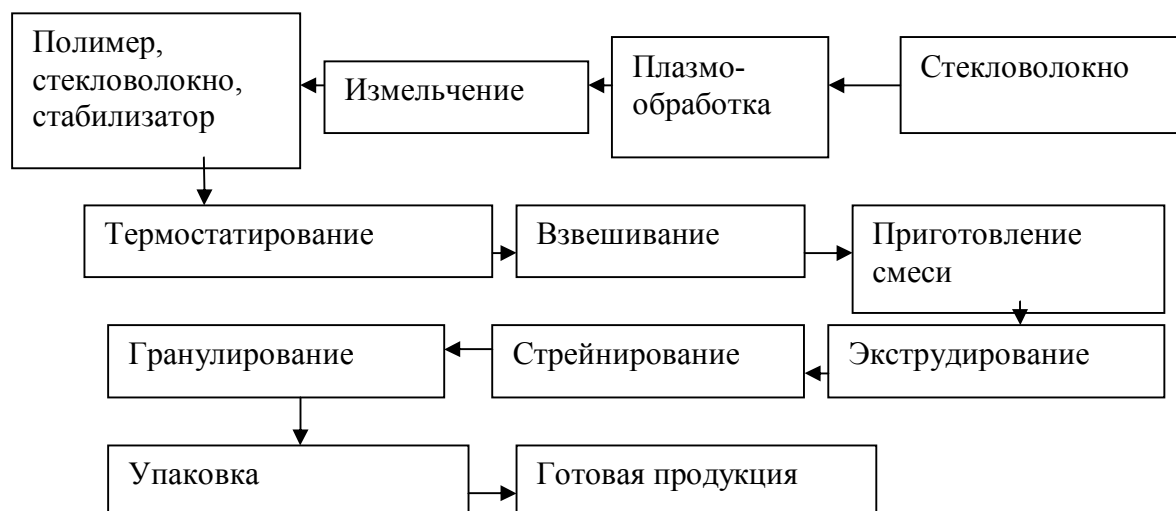


Рис.1. Технологическая блок-схема получения металлозамещающих композитов на основе полисульфонов (ПСФ-М-МП)

Технологический процесс производства таких материалов включает следующие стадии:

- 1 - Сушка исходных продуктов
- 2 - Плазменная обработка стекловолокна
- 3 - Развес ингредиентов полимерного композита
- 4 - Смешивание ингредиентов с полимером
- 5- Экструдирование полимерной композиции
- 6 -Измельчение стренг на гранулы заданных размеров
- 7 -Взвешивание, затаривание и упаковка.

Для повышения прочностных и деформационных характеристик композитов на основе полисульфонов целесообразно использовать армирование плазмобработанными стеклянными или базальтовыми волокнами.

Литература

1. Штейнберг Е. М., Зенитова Л.А. Полисульфон как функциональный материал и его производство // Химические науки. – 2012 - №11.- С.
2. Болотина Л.М., Чеботарев В.П. Развитие исследований в области химии и технологии ароматических полисульфонов. // Пластические массы. – 2003 - №11.-С.

БИОСОВМЕСТИМЫЕ ПОКРЫТИЯ

А.Е. Бунтин

Научный руководитель: д.т.н., профессор О.С. Сироткин

Казанский государственный энергетический университет, г. Казань

В современной имплантологии для исправления дефектов костной основы или замены поврежденных участков ткани применяются имплантаты, которые в процессе своего функционального использования неизбежно подвергаются коррозии и как следствие разрушению. В связи с этим при использовании медицинских изделий часто не развивается требуемое взаимодействие искусственных поверхностей с костной тканью. Поэтому наиболее эффективным способом формирования биосовместимых материалов является модифицирование поверхности.

Подобный способ позволит объединить требуемые механические свойства материала основы и биологические качества покрытия, которые придают поверхности имплантата свойства максимально приближенные к свойствам костной ткани, что улучшает способность имплантата интегрироваться с организмом.

При этом на сегодняшний день основными методами, используемыми для формирования биосовместимых покрытий, являются: плазменное напыление, лазерная абляция, микродуговое оксидирование, электрофорез, золь-гель метод и т.д. Однако представленные методы имеют определенные ограничения: несбалансированность по элементному составу, сложность контроля фазового состава, низкая величина адгезионной прочности покрытия к подложке, ограниченность в выборе материала основы и т.д.

В случаях, когда металлические имплантаты выполнены из нержавеющей стали, титановых сплавов или никелида титана, возникает необходимость в покрытиях, способных блокировать диффузию атомов материала подложки в окружающие ткани. Поэтому покрытия должны быть плотными, малопористыми, биоустойчивыми и совместимыми с биосредой, что характерно для неорганических полимерных веществ (боратов, фосфатов) в сочетании с высокой адгезионной прочностью матрицы.

Решение данных проблем возможно за счет формирования биосовместимых кальцийфосфатных покрытий с фазовым и элементным составом близким к стехиометрическому гидроксиапатиту на поверхности материалов медицинских имплантатов методом высокочастотного магнетронного распыления с последующим комплексным анализом их физико-механических и медико-биологических свойств.

Литература

1. Mel'nikova I. P., Lyasnikova A. V., Lyasnikov V. N. Physical Bases of Formation of Nanostructured Biocompatible Coatings on Medical Implants // Russian Physics Journal. 2014. Вып. N 10. Vol. 56. №N 10. С. 1190-1197

2. Lyasnikova A.V. Improvement of plasma coating used in medicine / V.M. Taran, A.V. Lyasnikova, N.V. Protasova, O.A. Dudareva // Biomedical Engineering. - Vol. 46. - № 4.2012 - Pp. 134-137

3. Протасова Н.В., Таран В. М., Лясникова А. В. и др. Технологическое обеспечение качества плазменных покрытий на основе применения комбинированных физико-технических методов активации поверхности. - М.: Спецкнига, 2012. -350 с.

4. Стоматологические имплантаты: исследование, разработка, производство и клиническое применение/А. В. Лясникова, А. В. Лепилин, Н.В. Бекренев, Д. С. Дмитриенко/под ред. В.Н. Лясникова, А.В. Лепилина. Саратов: СГТУ, 2006. - 254 с.

**АНТИАДГЕЗИВНЫЙ ПОТЕНЦИАЛ ПОВЕРХНОСТНО-
АКТИВНЫХ ВЕЩЕСТВ *ACINETOBACTER CALCOACETICUS* IMB
B-7241, *RHODOCOCCLUS ERYTHROPOLIS* IMB AC-5017
И *NOCARDIA VACCINII* IMB B-7405**

К.А. Береговая, Е.В. Панасюк, И.В. Савенко

Научный руководитель: д.б.н., профессор Т.П. Пирог

Национальный университет пищевых технологий, г. Киев, Украина

Формирование микробных биопленок на различных поверхностях в пищевой промышленности и медицине является опасным явлением, поскольку микроорганизмы в их составе характеризуются повышенной резистентностью к различным биоцидам [1]. В последние годы особое внимание уделяется исследованию микробных поверхностно-активных веществ (ПАВ) как антиадгезивных агентов, способных предотвращать образование биопленок [2].

Ранее из загрязненных нефтью образцов почвы были выделены нефтеокисляющие бактерии, идентифицированные как *Acinetobacter calcoaceticus* К-4 (ИМВ В-7241), *Rhodococcus erythropolis* ЭК-1 (ИМВ Ас-5017), *Nocardia vaccinii* К-8 (ИМВ В-7405), установлена способность штаммов синтезировать метаболиты с поверхностно-активными и эмульгирующими свойствами, и показана возможность их практического использования в природоохранных технологиях и в качестве антимикробных агентов.

Цель данной работы – исследовать влияние ПАВ *A. calcoaceticus* ИМВ В-7241, *R. erythropolis* ИМВ Ас-5017 и *N.vaccinii* ИМВ В-7405 на прикрепление клеток бактерий, дрожжей и микромицетов к различным поверхностям.

В качестве тест-культур использовали штаммы бактерий (*Escherichia coli* ИЕМ-1, *Bacillus subtilis* БТ-2, *Proteus vulgaris* БТ-1, *Staphylococcus aureus* БМС-1, *Pseudomonas aeruginosa* П-55, *Enterobacter cloacae* АС-22), дрожжей (*Candida albicans* Д-6) и микромицетов (*Aspergillus niger* Р-3, *Fusarium cultorum* Т-7) из коллекции живых культур кафедры биотехнологии и микробиологии Национального университета пищевых технологий.

A. calcoaceticus ИМВ В-7241, *R. erythropolis* ИМВ Ас-5017 и *N. vaccinii* ИМВ В-7405 выращивали на жидкой минеральной среде, содержащей в качестве источника углерода и энергии 2 % этанола, 2% подсолнечного масла и 1,5 % глицерина соответственно.

В исследованиях использовали поверхностно-активные вещества в виде супернатанта культуральной жидкости (препарат 1) и раствора ПАВ (препарат 2), экстрагированных из супернатанта смесью Фолча (хлороформ и метанол, 2: 1).

Для исследования антиадгезивных свойств очищенные пластинки исследуемых материалов стерилизовали при 112°C, помещали в раствор

препаратов ПАВ и высушивали в течение 24 ч в термостате при 30°C. Далее обработанные и необработанные (контрольные) материалы вносили в суспензию тест-культур, выдерживали 2 ч при 30°C, после чего ополаскивали 10 мл стерильной водопроводной водой для удаления неадгезированных клеток. На следующем этапе материалы помещали в колбы с 20 мл стерильной водопроводной воды и шариками бисера, встряхивали в течение 5 мин для удаления адгезированных клеток. В полученной суспензии определяли количество живых клеток по методу Коха на МПА (для бактерий) и ГКА (для дрожжей и микромицетов). Количество адгезированных клеток (адгезия) определяли как отношение клеток на предварительно обработанных препаратами ПАВ образцах к количеству клеток на контрольных образцах и выражали в процентах.

Установлено, что адгезия клеток бактерий, дрожжей и микромицетов зависела от концентрации ПАВ, типа поверхности и тест-культур. Так, после обработки препаратами 1 и 2 *A. calcoaceticus* IMB B-7241с низкой концентрацией ПАВ (0,003–0,036 мг/мл), медицинских материалов (катетеры, зубные протезы) количество прикрепленных клеток бактерий и дрожжей снижалось на 60–80%. Отметим, что супернатант и раствор ПАВ штамма IMB B-7241 практически не отличались по эффективности. Аналогичные закономерности установлены для препаратов 1 и 2 *R. erythropolis* IMB Ac-5017 с концентрацией ПАВ 0,03–0,12 мг/мл, влияние которых на прикрепление исследуемых тест-культур к поверхности катетеров было тоже практически одинаковым: уменьшение количества прикрепленных клеток к поверхности медицинских материалов на 50–85%. В то же время эксперименты показали, что препарат 2 *N. vaccinii* IMB B-7405 (раствор ПАВ) оказался более эффективным антиадгезивным агентом по сравнению с препаратом 1 (супернатант): после обработки препаратом 2 поверхности катетеров адгезия дрожжей *C. albicans* Д-6 и большинства

бактерий (за исключением *P. vulgaris* БТ-13) была в среднем на 20–30% ниже, чем после обработки препаратом 1.

Исследование влияния препаратов ПАВ *R. erythropolis* ИМВ Ас-5017 (0,25–0,6), *A. calcoaceticus* ИМВ В-7241 (0,003–0,009), *N. vaccinii* ИМВ В-7405 (0,01–0,3 мг/мл) на прикрепление *E. coli* ИЕМ-1 и *C. albicans* Д-6 к абиотическим материалам показало, что после обработки ПАВ адгезия тест-культур снижалась на 50–85%. При изучении адгезии вегетативных клеток *B. subtilis* БТ-2 на пластике, поливинилхлориде, кафели и стали установлено, что наиболее эффективными антиадгезивными агентами оказались препараты 1 и 2 *A. calcoaceticus* ИМВ В-7241, которые в низкой концентрации (0,005 мг/мл) снижали на 80–90 и 65–80% соответственно адгезию бактерий на всех исследуемых поверхностях. Степень адгезии спор *B. subtilis* БТ-2 на исследуемых материалах, обработанных ПАВ *A. calcoaceticus* ИМВ В-7241, *R. erythropolis* ИМВ Ас-5017 и *N. vaccinii* ИМВ В-7405, практически не отличалась от таковой для вегетативных клеток.

Отметим, что влияние препаратов 1 и 2 штаммов ИМВ В-7241, ИМВ Ас-5017 и ИМВ В-7405 на адгезию микромицетов зависело от концентрации ПАВ. Так, препараты 2 (растворы ПАВ) *A. calcoaceticus* ИМВ В-7241 и *N. vaccinii* ИМВ В-7405 в концентрации 0,009 мг/мл эффективно (на 35–50%) снижали адгезию *A. niger* Р-3 и *F. culmorum* Т-7 к пластику, поливинилхлориду, кафелю и стали. В то же время после обработки тех же поверхностей препаратом 2 штамма ИМВ Ас-5017 (0,06 мг/мл) удалось снизить количество прикрепленных клеток *A. niger* Р-3 всего на 10–20%.

Таким образом, препараты ПАВ *A. calcoaceticus* ИМВ В-7241, *R. erythropolis* ИМВ Ас-5017 и *N. vaccinii* ИМВ В-7405 могут быть использованы для создания высокоэффективных препаратов, снижающих адгезию микроорганизмов на поверхности различных материалов.

Литература

1. Abdallah S.A., Al-Asfoor K.K., Salama M.F., Al-Awadi B.M. Prospective analysis methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* and its risk factors // J. Glob. Infect. Dis. – 2013. – Vol. 5. № 1. – P. 19–25.
2. Pacwa-Plociniczak M., Plaza G., Piotrowska-Seget Z., Cameotra S.S. Environmental applications of biosurfactants: recent advances // Int. J. Mol. Sci. – 2011. – V. 12. № 1. – P. 633–654.

АНТИМИКРОБНОЕ ДЕЙСТВИЕ ПОВЕРХНОСТНО-АКТИВНЫХ ВЕЩЕСТВ *NOCARDIA VACCINII* ИМВ В-7405

И.В. Савенко, Е.В. Панасюк, К.А. Береговая

Научный руководитель: д.б.н., профессор Т.П. Пирог

Национальный университет пищевых технологий, г. Киев

В последнее время наблюдается повышение резистентности микроорганизмов к существующим биоцидам, что привело к поиску альтернативных препаратов. Из литературы [1] известно, что такими препаратами могут быть микробные поверхностно-активные вещества (ПАВ), обладающие антимикробными свойствами. Так как микробные ПАВ безопасны для человека и окружающей среды, они могут найти применение в медицине, агропромышленном секторе и пищевой промышленности.

Ранее [2] были установлены антимикробные свойства препаратов ПАВ *Nocardia vaccinii* ИМВ В-7405 по отношению к фитопатогенным бактериям родов *Pseudomonas* и *Xanthomonas*.

Цель данной работы – исследовать антимикробное действие препаратов поверхностно-активных веществ *N. vaccinii* ИМВ В-7405 на некоторые условно патогенные бактерии, дрожжи и грибы.

Продуцент ПАВ *N. vaccinii* ИМВ В-7405 культивировали на среде с глицерином (1,5 %, по объему). В исследованиях использовали следующие препараты: препарат 1 – супернатант культуральной жидкости; препарат 2 – раствор ПАВ, выделенных экстракцией смесью Фолча (хлороформ и метанол, 2:1) из супернатанта культуральной жидкости (препарата 1). В качестве тест-культур использовали бактерии: *Bacillus subtilis* БТ-2 (вегетативные клетки и споры), *Escherichia coli* ИЕМ-1, *Proteus vulgaris* ПА-12, *Staphylococcus aureus* БМС-1, *Pseudomonas* sp. МІ-2, *Enterobacter cloacae* С-8, *Erwinia aroideae* Н-3, дрожжи *Candida albicans* ВІ-4, *Candida guilliermondii* МК-7, *Candida tropicalis* РЕ-2, *Candida utilis* ЕІ-8, грибы *Aspergillus niger* Р-3, *Fusarium culmorum* Т-7.

Определение антимикробных свойств осуществляли по методу Коха: выживаемость клеток определяли как отношение количества живых клеток в образцах, обработанных препаратами ПАВ, к количеству клеток в исходной суспензии и выражали в процентах.

Минимальную ингибирующую концентрацию (МИК) растворов ПАВ (препарат 2) определяли методом последовательных двукратных разведений в жидкой среде (мясо-пептонный бульон для бактерий, сусло для дрожжей и грибов). МИК определяли как среднее значение между концентрациями ПАВ в последней пробирке, в которой рост отсутствовал, и в первой, где он наблюдался

Эксперименты показали, что в присутствии как препарата 1, так и препарата 2 *N. vaccinii* ИМВ В-7405 наблюдали снижение выживаемости *B. subtilis* БТ-2 и *E. coli* ИЕМ-1 (табл. 1).

Таблица 1

Влияние ПАВ *N. vaccinii* ИМВ В-7405 на выживаемость*B. subtilis* БТ-2 и *E. coli* ИЕМ-1

Препарат ПАВ	Концентрация ПАВ, мг/мл	Выживаемость, %		
		<i>B. subtilis</i> БТ-2 (вегетативные клетки)	<i>B. subtilis</i> БТ-2 (споры)	<i>E. coli</i> ИЕМ-1
1 (супернатант)	0,085	7,2	29,8	31,2
	0,042	5,8	28,9	29,6
	0,021	5	27,6	16,8
2 (раствор ПАВ)	0,085	6,7	25,8	13,2
	0,042	5,9	23,6	8,4
	0,021	4,7	22,7	5,2

Примечание: количество клеток до обработки препаратами ПАВ: *B. subtilis* БТ-2 (14 ч) – 9×10^4 , *B. subtilis* БТ-2 (споры) – $2,25 \times 10^5$, *E. coli* ИЕМ-1 (суточная культура) – $2,5 \times 10^5$.

Так, обработка препаратами 1 и 2 сопровождалась гибелью 93–95 % вегетативных клеток *B. subtilis* БТ-2 и 70–77 % спор. Выживаемость клеток *E. coli* ИЕМ-1 в присутствии препарата 2 (раствор ПАВ) составляла 5–13 %, а после обработки супернатантом (препарат 1) была в несколько раз выше – 17–31 % (табл. 1).

Дальнейшие эксперименты показали, что раствор ПАВ *N. vaccinii* ИМВ В-7405 оказался более эффективным антимикробным агентом по отношению к другим исследуемым тест-культурам бактерий, дрожжей и грибов, чем соответствующий супернатант.

В табл. 2 представлены данные по минимальной ингибирующей концентрации раствора ПАВ (препарат 2).

Наиболее низкое значение МИК раствора ПАВ штамма ИМВ В-7405 (11,2–22,5 мкг/мл) установлено для бактерий *B. subtilis* БТ-2 (как вегетативных, так и споровых клеток) и дрожжей рода *Candida*. Для

энтеробактерий минимальная ингибирующая концентрация ПАВ была выше и составляла 45–85 мкг/мл, а для грибов достигала 165–325 мкг/мл.

Таблица 2

Минимальная ингибирующая концентрация ПАВ *N. vaccinii* ИМВ В-7405 по отношению к некоторым бактериям, дрожжам и грибам

Группы микроорганизмов	Название микроорганизмов	МИК, мкг/мл
Бактерии	<i>B. subtilis</i> БТ-2* (14 ч)	11,5
	<i>B. subtilis</i> БТ-2* (48 ч)	22,5
	<i>E. cloacae</i> С-8	85,0
	<i>E. aroideae</i> Н-3	45,0
	<i>E. coli</i> ИЕМ-1	85,0
	<i>P. vulgaris</i> ПА-12	45,0
	<i>Pseudomonas</i> sp. МІ-2	85,0
	<i>S. aureus</i> БМС-1	85,0
Дрожжи	<i>C. albicans</i> ВІ-4	11,5
	<i>C. guilliermondii</i> МК-7	22,5
	<i>C. tropicalis</i> РЕ-2	22,5
	<i>C. utilis</i> ЕІ-8	11,5
Грибы	<i>A. niger</i> Р-3	325,0
	<i>F. culmorum</i> Т-7	165,0

Таким образом, проведенные исследования показали, что препараты ПАВ *N. vaccinii* ИМВ В-7405 различной степени очистки могут быть использованы для создания эффективных антимикробных препаратов.

Литература

1. Teixeira M.J., Dalla Rosa A.R., Brandelli A.L. Characterization of an antimicrobial peptide produced by *Bacillus subtilis* subsp. *spizezinii* showing inhibitory activity towards *Haemophilus parasuis* // Microbiology. – 2013. – Vol. 159, № 5. – P. 980–988.

2. Пирог Т.П., Конон А.Д., Софилканич А.П., Иутинская Г.А. Действие поверхностно-активных веществ *Acinetobacter calcoaceticus* ИМВ В-7241, *Rhodococcus erythropolis* ИМВ Ас-5017 и *Nocardia vaccini* ИМВ В-7405 на фитопатогенные бактерии // Прикл. биохимия и микробиология. – 2013. – Т. 49, № 4. – С. 364–371.

АНАЛИЗ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ НЕОДНОРОДНЫХ ФАНТОМОВ С РАЗЛИЧНОЙ ТЕМПЕРАТУРОЙ

А.С. Сеницын, Н.М. Богатов

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Н.М. Богатов

Кубанский государственный университет, г. Краснодар

Время спин-решеточной релаксации T_1 и спин-спиновой релаксации T_2 зависят от индукции магнитного поля [1], эта зависимость для T_1 более выражена, чем для T_2 [2]. В результате контрастные характеристики биологической ткани T_1 магнитно-резонансных томографических (МРТ) изображений зависят от значения индукции магнитного поля. Исследование этого эффекта необходимо для разработки методики магнитно-резонансной термометрии.

Целью данной работы является анализ влияния градиентного магнитного поля на T_1 МРТ изображения неоднородных фантомов с различной температурой.

Томограммы получены на магнитно-резонансном томографе 1 Тл Raportana HFO 1.0. Изменение времени спин-решеточной релаксации протонов T_1 анализировалось на основе изменения интенсивности пикселей T_1 МР изображений. Значения интенсивности пикселей T нормированы так, что $T \in [0, 255]$. Повышение разрешающей способности

достигалось использованием псевдоцветовой палитры МРТ изображений с помощью программы [3]. Температура исследуемых объектов t измерялась с помощью контактного термодатчика Nihon Konden BSN 2301K.

Неоднородные фантомы D, E – пластиковые бутылки 1,5 л, заполненные водой (D1, E1) и рафинированным подсолнечным маслом (D2, E2). Фантом D имел температуру $t_D = 13\text{ }^{\circ}\text{C}$, фантом E – $t_E = 38\text{ }^{\circ}\text{C}$. На рис. 1 показаны T_1 изображения сечения фантомов D, E, полученные с помощью импульсной последовательности FFE. На рис. 2 – рис. 5 приведена зависимость интенсивности T от длины L , измеряемой в пикселях, для линий 1, 2, 3, 4 (рис. 1), соответственно.

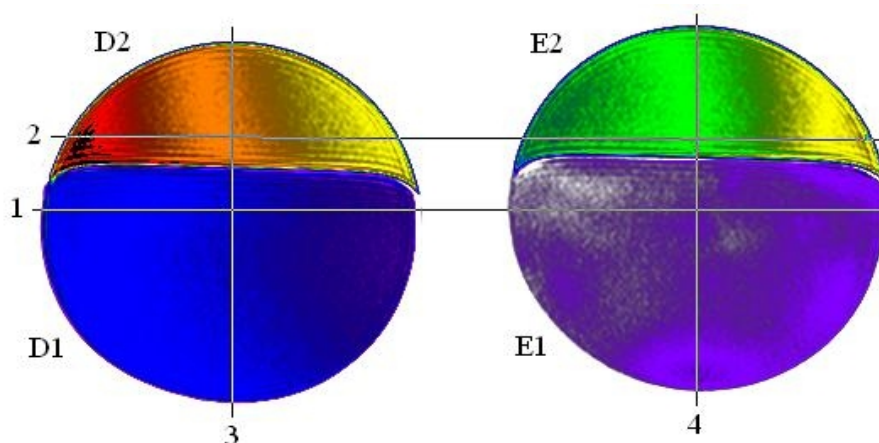


Рис. 1. T_1 –взвешенное изображение в вертикальном сечении неоднородных фантомов D, E: D1 – вода; D2 – подсолнечное масло; E1 – вода; E2 – подсолнечное масло

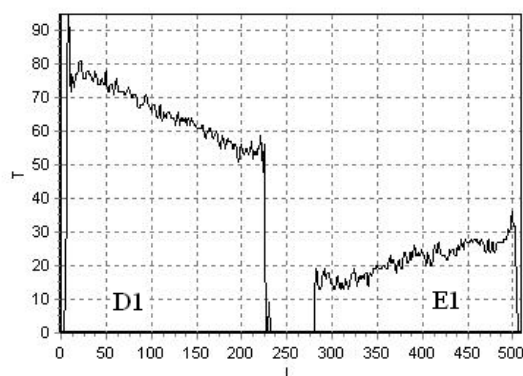
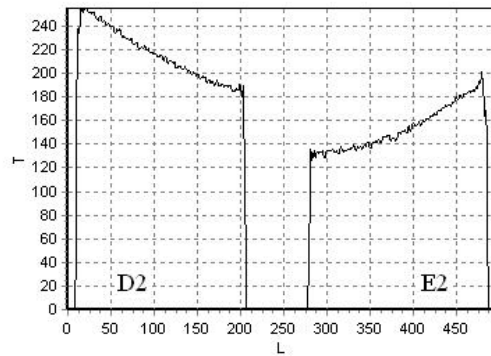
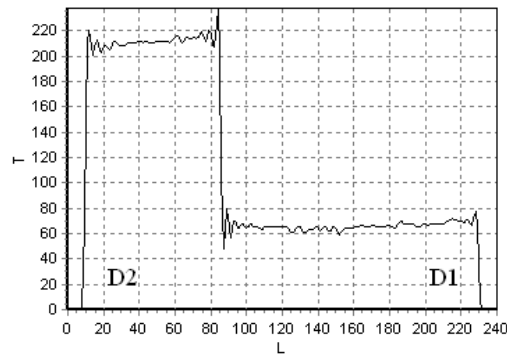
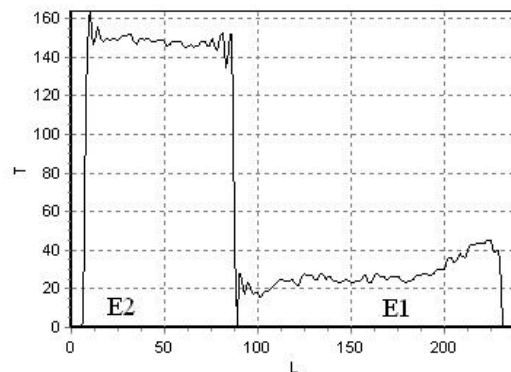


Рис. 2. Распределение интенсивности T вдоль линии 1 рис. 1

Рис. 3. Распределение интенсивности T вдоль линии 2 рис. 1Рис. 4. Распределение интенсивности T вдоль линии 3 рис. 1Рис. 5. Распределение интенсивности T вдоль линии 4 рис. 1

Анализ данных, представленных на рис. 1 – рис. 3, показывает, что неоднородность распределения индукции магнитного поля оказывает существенное влияние на изменение времени спин-решеточной релаксации T_1 , как в воде (рис. 2), так и в подсолнечном масле (рис. 3), влияние изменения температуры в рассматриваемом случае явно выражено.

Разность значений ΔT_1 на границе масло-вода для фантома D (рис. 4)

$$\Delta T_1|_D = T_1|_{D2} - T_1|_{D1} \approx 160,$$

это значение больше, чем для фантома E (рис. 5)

$$\Delta T_1|_E = T_1|_{E2} - T_1|_{E1} \approx 130.$$

Следовательно, по известной экспериментальной зависимости $\Delta T_1(t)$ можно определить внутреннюю температуру посредством измерения ΔT_1 на границе раздела сред.

Среднее значение интенсивности, соответствующей сигналу T_1 , для веществ D1, E1 и D2, E2, составляющих фантомы D, E, рассчитанные во внутренних прямоугольных областях: $T_{D1} = 65$; $T_{E1} = 22,7$; $T_{D2} = 213,5$; $T_{E2} = 150$. Стандартные отклонения, соответствующие этим величинам: $S_{D1} = 6,9$; $S_{E1} = 4,5$; $S_{D2} = 15,1$; $S_{E2} = 12,4$. Температурные интервалы $T_{D1} \pm S_{D1}$; $T_{E1} \pm S_{E1}$; $T_{D2} \pm S_{D2}$; $T_{E2} \pm S_{E2}$ не перекрываются. Следовательно, температурное состояние веществ D1, E1, D2, E2 определяется однозначно по T_1 изображению (рис. 1).

Из представленных данных следует, что время спин-решеточной релаксации T_1 уменьшается с ростом температуры, как в воде (рис. 2), так и в подсолнечном масле (рис. 3).

Литература

1. Казначеева А.О. Высокопольная магнитно-резонансная томография: возможности, безопасность, ограничения/А.О. Казначеева, Н.И. Ананьева//[Электронный ресурс]: <http://do.gendocs.ru/docs/index-120090.html>

2. Богатов Н.М. Влияние температуры объекта на магнитно-резонансные томографические изображения/Н.М. Богатов, С.А. Сеницын // Современные проблемы физики, биофизики и инфокоммуникационных технологий. Краснодар: ЦНТИ, 2013. С. 91 – 105.

3. Богатов Н.М., Григорьян Л.Р. Программа спектрального анализа термограмм / Н.М. Богатов, Л.Р. Григорьян//Федеральная служба по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам РФ. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2006612378. Зарегистрировано: 6.07.2006 г.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОМАТЕРИАЛОВ

М.А. Ефремов, С.Е. Суржикова

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

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Бιοимпедансные исследования аномальных зон электропроводности биоактивных точек (БАТ) представляют собой одно из современных направлений развития информационных технологий прогнозирования и ранней диагностики социально значимых заболеваний. При проведении таких исследований наблюдается значительный разброс результатов измерений, который обусловлен индивидуальными особенностями организма, что не позволяет использовать его в широкой клинической практике. Поэтому исследования, направленные на совершенствования интеллектуальных систем диагностики на основе контроля электропроводности БАТ являются актуальными [1].

При проведении ранней диагностики различных заболеваний высокую информативную ценность представляют вольтамперные характеристики биоматериалов, которые позволяют анализировать гистерезисные свойства электропроводимости объектов исследования.

Однако сам процесс снятия вольтамперной характеристики в БАТ является достаточно трудоемким, требует значительных затрат времени и не удовлетворяет требованию морфологической интактности и сохранению функционального состояния объекта исследования.

Диагностическая эффективность предлагаемого подхода может быть повышена за счет увеличения объема информации, снимаемой с отдельной БАТ, с последующим использованием различных сочетаний методов обработки полученной информации и нейросетевого моделирования [2]. Эта проблема может быть решена посредством исследования вольтамперной характеристики в БАТ.

На рис. 1 приведен пример вольтамперной характеристики БАТ меридиана легких.

Выполненный эксперимент не позволяет однозначно утверждать, связаны ли они непосредственно с системными процессами в организме, или с реакцией биоматериала на многократные механические воздействия электродов на поверхность кожи в области БАТ, и, как следствие, изменением ее физических свойств в результате этих воздействий.

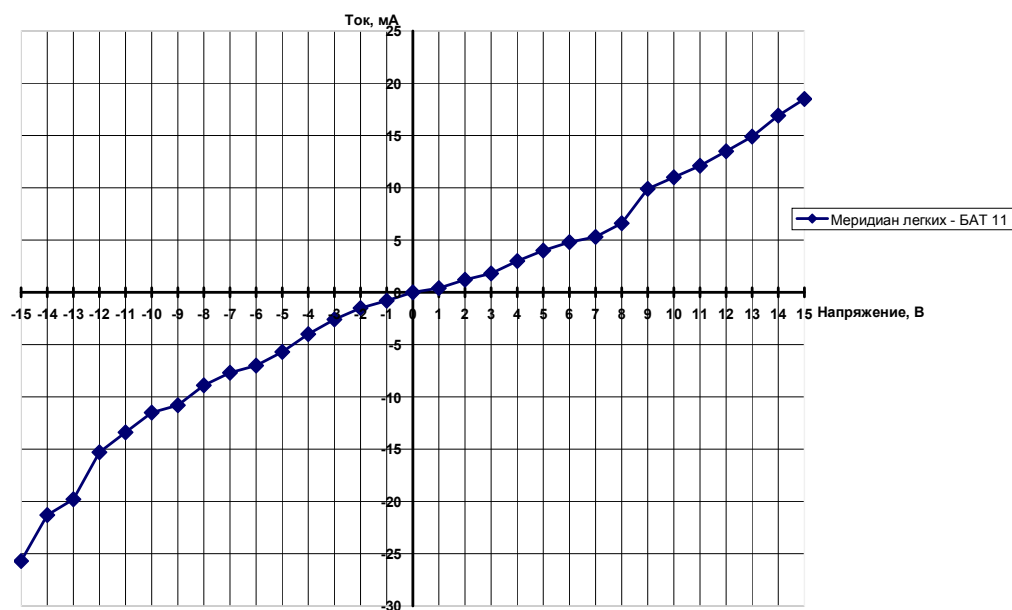


Рис. 1. Вольтамперная характеристика биоактивной точки меридиана легких

Удовлетворить требованиям морфологической интактности при исследовании вольтамперных характеристик БАТ можно путем применения автоматизированной системы, которая включает устройство сбора данных, подключенное к персональному компьютеру, устройство связи с объектом и соответствующее программное обеспечение. Автоматизированная система позволяет за исследуемый промежуток времени получить соответствующие отсчеты вольтамперной характеристики при однократном контакте активного электрода с биоматериалом.

Функциональная схема автоматизированной системы исследования вольтамперных характеристик БАТ представлена на рис. 2. Устройство сбора данных выполнено на основе модуля L-Card E20-10, в состав которого входит двухканальный цифроаналоговый преобразователь (ЦАП) и четырех канальный аналого-цифровой преобразователь (АЦП). Устройство связи с объектом включает усилитель мощности, предназначенный для согласования ЦАП и биообъекта.

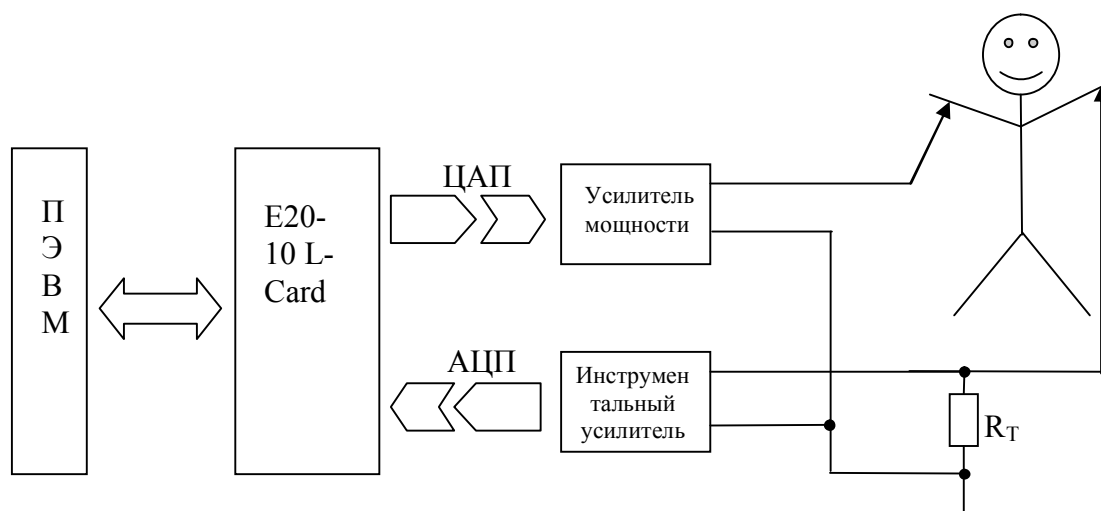


Рис. 2. Функциональная схема автоматизированной системы исследования вольтамперных характеристик БАТ

Измерение тока в биообъекте осуществляется с помощью токового резистора R_T , включенного последовательно с исследуемым биоматериалом, инструментального усилителя, и АЦП, которые также входят в состав устройства связи с объектом. Номинал сопротивления R_T при заданном максимальном токе через биоматериал определяет коэффициент усиления инструментального усилителя.

После получения вольтамперных характеристик автоматизированная система приступает к формированию пространства информативных признаков, предназначенного для дальнейшего анализа биоматериала [1]. Для получения вектора информативных признаков, характеризующих состояние БАТ, применялась аппроксимация вольтамперной характеристики полиномом седьмого порядка.

Для классификации биоматериала используются многоагентные классификаторы, основанные на вероятностных нейронных сетях и нечетких нейронных сетях. Классификаторы содержат три макрослоя, первый из которых состоит из модулей вероятностных трехслойных нейронных сетей, второй и третий макрослой – из модулей двухслойных нечетких нейронных сетей, причем количество модулей в макрослоях равно числу дифференцируемых классов заболеваний. Классификаторы позволяют определить субъективные вероятности принадлежности входного вектора к выделяемым классам.

Исследования выполнены при поддержке гранта Президента Российской Федерации МК-2870.2013.8

Литература

1. Филист С.А. Моделирование импеданса биоматериалов с учетом нелинейной вольтамперной характеристики при обратимом пробое диэлектрика / С.А. Филист, Авад А.А. Мохаммед, О.В. Шаталова // Медицинская кибернетика и междисциплинарная подготовка специалистов

для медицины: материалы науч. конф. / Томск: Сибирский государственный медицинский университет, 2013. С. 128-132.

ТЕХНОЛОГИЯ СНИЖЕНИЯ ПОВЕРХНОСТНОЙ ПОРИСТОСТИ ИЗДЕЛИЙ ИЗ КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ НА ОСНОВЕ УГЛЕСИТАЛЛА

А.А. Каплей, К.К. Скрипаченко, В.А. Кошуро, С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В настоящее время все более широкое применение в качестве конструкционного материала при изготовлении различных имплантируемых конструкций применяются композиционные материалы на основе углеситаллов [1].

В ряде случаев, например – конструктивные элементы протеза клапана сердца (ПКС) необходимы материалы с низкими значениями поверхностной пористости и гидродинамического сопротивления.

Для снижения пористости предлагается использовать дисперсию на основе политетрафторэтилена (ПТФЭ - бионертного материала).

Целью данной работы является разработка технологии снижения поверхностной пористости, и как следствие гидродинамического сопротивления конструкционных элементов ПКС, а именно запорных элементов, изготовленных из композиционных материалов на основе углеситалла.

В качестве образцов использовались элементы конструкций ПКС марок ЛИКС-2 (ТУ 95-1456) и Jyros Mitral Valve, size 24. Для повышения адгезии ПТФЭ к углеситаллу на поверхность готовых створок ПКС

наносился 2-4 вес.% раствор 3-аминопропилтриэтоксисилана марки АГМ-9 в этиловом спирте, затем проводилась сушка при температуре 70-90°C. ПТФЭ в виде дисперсии марки Ф-4Д наносился путем окунаения с наложением ультразвука в ультразвуковой ванне УЗВ2-0,16/37. Далее образцы сушились при температуре 350...390°C в течение 30-50 мин.

Величина пористости измерялась по фотографиям поверхности, с полем зрения 145 мкм, полученным на металлографическом микроскопе МИМ8 с использованием цифрового фотоаппарата Samsung E95, и обработанным в программной среде Format Factory. Анализ пористости производился в программной среде «Металлограф» на комплексе АГПМ-6М.

Согласно измерениям, установлено изменение морфологии и пористости поверхности изделий из углеситалла после последовательной обработки аminosиланом и нанесения ПТФЭ (рис.1 а, б, в). После обработки аminosиланом царапины (следы обработки) на поверхности не заметны, микро- и макропоры остаются. После нанесения ПТФЭ остаются макропоры со средним размером 3+/-1 мкм. Изменение пористости представлено в табл.1.

Таблица 1

Пористость поверхности углеситалла

Нанесенный материал	-	Аminosилан	ПТФЭ
Пористость, %	50	47	42

После обработки поверхности ПКС наблюдаются: изменение морфологии, поверхность становится более ровной; снижение поверхностной пористости в среднем на 8 %.

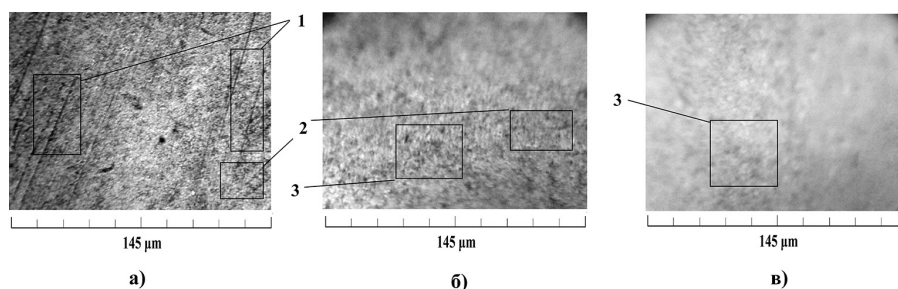


Рис.1. Морфология поверхности запорного элемента ПКС (а) после нанесения аminosилана (б) и ПТФЭ (в) где: 1- царапины; 2 – микропоры; 3 – макропоры

Выводы: разработана технологии снижения поверхностной пористости углеситалла, заключающаяся в последовательной обработке его поверхности аminosиланом и ПТФЭ.

Литература

1. Патент РФ № 2163105. Способ получения заготовок эндопротезов из углеродсодержащего материала и устройство для получения заготовок эндопротезов из углеродсодержащего материала. Татаринов В.Ф. 20.02.2001.

БИОРЕЗОНАНСНАЯ ДИАГНОСТИКА ОРГАНИЗМА ПО МЕТОДУ ФОЛЛЯ. МЕТОДИКА ВЫЯВЛЕНИЯ ПАРАЗИТОВ

М.Н. Большакова

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.И. Дралина

Саратовский филиал «Медицинский институт «РЕАВИЗ», г. Саратов

Паразитарные заболевания продолжают занимать важное место в структуре заболеваемости человека, 90% хронических болезней имеют две причины – паразиты и эндотоксины.

Паразиты (греч. Parasitos – нахлебник, тунеядец) – существа, питающиеся за счет других организмов растительного или животного мира и временно или постоянно пребывающие на них или в них. Паразитами являются болезнетворные микробы и вирусы, паразитические простейшие, паразитические черви, ракообразные, паразитические паукообразные и насекомые.

Эндотоксины – токсические вещества, которые выделяются некоторыми видами бактерий (стафилококков, клостридий, эшерихий, шигелл) при их паразитировании в кишечнике.

Паразит вызывает механическое разрушение клеток и повреждение тканей в месте проникновения и локализации паразита (анкилостома), сдавливание тканей (эхинококк). Некоторые паразиты способны выделять разрушающие ткани протеолитические ферменты (дизентерийная амеба); а также вызывают хроническую интоксикацию и аллергизацию организма продуктами жизнедеятельности паразита и истощение организма хозяина в результате отнятия пищи и нарушения процессов пищеварения и всасывания.

По статистике каждый человек имеет возможность 9 шансов из 10 заразиться паразитами. В организм человека они попадают разными путями: алиментарным (через зараженную пищу, воду, грязные руки); контактно-бытовым (через предметы домашнего обихода, от зараженных членов семьи, домашних животных); трансмиссивным (через кровососущих насекомых); перкутантным, или активным (при котором личинка проникает через кожу или слизистые оболочки во время контакта с зараженной почвой, при купании в открытых водоемах).

Особенность паразитарных заболеваний заключается в том, что для большинства болезней не характерна яркая клиническая картина и специфическая симптоматика. Обычно есть признаки хронической

интоксикации, аллергические проявления и признаки дисфункции пораженного органа. Часто наблюдается бессимптомное носительство.

В связи с отсутствием яркой клинической симптоматики основной метод диагностики – лабораторные исследования (паразитологические и иммунологические).

Существует биорезонансная диагностика, принцип которой основан на регистрации специальными датчиками электромагнитных колебаний. Каждый паразит испускает электромагнитные колебания определенной частоты, которые фиксируются данной диагностикой. На сегодняшний день – это самый надежный метод. И даже если симптомов заболевания ещё нет, этим методом можно выявить возбудителя.

Одним из видов биорезонансной диагностики является электропунктура. В последние годы электропунктура привлекает все большее внимание врачей различных специальностей, активно расширяя арсенал диагностических и лечебных приемов.

Выдающимся немецким ученым Рейнхольдом Фоллем в 1953 году был предложен электропунктурный метод по Фоллю, основанный на классической китайской акупунктуре, гомеопатии, биофизике, микроэлектронике. Р. Фолль открыл, что электрические параметры биологически активных точек могут много рассказать о состоянии внутренних органов, за которые данные точки отвечают. Чаще всего по методу Фолля для измерения параметров используют точки, расположенные на ладонях, реже – на стопах человека.

Что особенно существенно – метод позволяет определить первопричину болезни, ее источник, который невозможно установить существующими клиническими методами. Достоверность результатов диагностики организма достигает 92%. Кроме диагностики, метод Фолля позволяет подобрать индивидуальные препараты для каждого пациента, определяет их совместимость и необходимую дозу.

Наиболее точно с помощью методики Фолля выявляются паразиты человека. При этом метод Фолля в диагностике паразитарных инвазий позволяет: определить иммунный статус организма; выявить на доклиническом уровне «органы-мишени»; провести дифференциальную диагностику паразитарной инвазии с помощью нозодов; подобрать нозоды и гомеопатические препараты для дренажа токсинов из организма и для воздействия на паразитов; провести подбор суис-органных и гомеопатических препаратов для восстановления организма.

Этиологическое распознавание заболевания проводится с помощью тестирования инфекционных нозодов (вирусов, простейших, бактерий и др.). Для диагностики используются малые электрические токи (12-15 мкА). Установлен «коридор нормы» биопотенциала точки – от 50 до 65. Если показания прибора превышают 65, то это свидетельствует об остром воспалительном процессе в том или ином органе. Показания меньше 50 сигнализируют о функциональном упадке, дистрофии в клетках органа, а ниже 30 – о разрушении или перерождении клеток. Таким образом, прибор Фолля содержит информационно-энергетическую шкалу здоровья. В методе энергетического сканирования имеется аналогичная шкала, основанная на ощущениях при контакте с энергетикой точки или информационной зоной органа.

Таблица 1

Информационно-энергетическая шкала здоровья

Состояние органа	Ощущения от органа (возможные варианты)
Тотальное воспаление	сильное жжение, жар, огонь, электрический удар, сильная боль, страдание, ярость
Частичное воспаление	жжение, электрические покалывания, гнев, ярость, страдание
Токсическая нагрузка	горячо, беспокойство, агрессия, раздражение

Норма	тепло, комфорт, активность, энергия, сила, гармония, радость, вдохновение
Начальные признаки дегенерации (гепатоз, нефроз, миокардиосклероз, фиброз, цирроз, артроз)	прохлада, усталость, безразличие, лень
Прогрессирующая дегенерация	холод, засыпание, сонливость, дремота, апатия, пассивность, печаль, грусть, стон
Выраженная дегенерация	сильный холод, обездвиженность, бессилие рыдания, плачь
Конечная стадия дегенерации (атрофия, анкилоз, бластоз, канцероматоз)	ледяной холод, безпробудный сон, рыдания, скорбь

Таким образом, электропунктурная диагностика по методу Р. Фолля позволяет: осуществлять измерения электрических параметров биологически активных зон, точек (в т.ч. корпоральных, головных, точек чакр); проводить топическую, синдромную, нозологическую и локальную (определение степени поражения позвоночника, придаточных пазух носа, зубов) диагностику; отслеживать в виде графиков и диаграмм результаты проведенных измерений и динамику лечения.

Литература

1. Медицинская паразитология. Учебное пособие / Г.И. Мяндина, Е.В. Тарасенко. – М. Практическая медицина, 2013. – 256 с.
2. Voll R. et al. Elektroakupunktur. Anderhald jahrezehnte forschung und Erfahrung in Diagnostik und Therapia. Uelzen: ML – Verlag.1971.
3. Voll R. Topographische Lage der Messpunkte der Elektroakupunktur nach Voll (EAV). Bildband 3. Uelzen: ML – Verlag, 1986, 2. Auflage.
4. Вестник ЗОЖ.
5. <http://www.gepa-pro.ru/diagnozbio>

6. <http://tiens.by/acupuncture/2184-medical-complex-qcabinet-vollq-biors.html>
7. <http://www.gelminty.ru/article7.html>
8. <http://www.clean-face.ru/Diagnosis/>
9. <http://www.home-dok.ru/656711259>

СПОСОБ АНАЛИЗА ШУМОВОЙ СОСТАВЛЯЮЩЕЙ СИНГУЛЯРНОГО РАЗЛОЖЕНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

О.В. Шаталова, Яа Зар До

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

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

При сингулярном разложении электрокардиосигнала выделяются четыре аддитивных составляющих: тренд, «быстрые» волны, «медленные» волны и шумы. При определенных сердечно – сосудистых патологиях шумовая составляющая сингулярного разложения представляет определенный интерес и это требует выбора способа, позволяющего интегрировать ее свойства в признаковое пространство классифицирующей модели.

Предлагаемый способ анализа шума на наличие «медленных» волн основан на определении структурной функции сигнала. Структурная функция определяется следующим образом:

$$S_x(\tau) = M[[X(t + \tau) - X(t)]^2], \quad (1)$$

где $X(t)$ - нестационарный случайный сигнал, зависящий от времени t ; τ – аргумент структурной функции, принимающий значения из множества $\{\Delta, 2\Delta, 3\Delta, \dots, \text{int}(N/2)\}$; Δ – шаг дискретизации сигнала; N – число отсчетов сигнала на апертуре наблюдения T .

Окончательное уравнение для вычисления отсчета τ структурной функции сигнала $X(t)$:

$$S_x k(\tau) = \frac{1}{N_k} \sum_{i=1}^{N_k} [X(k, t(i) + \tau) - X(k, t(i))]^2, \quad (2)$$

где k - номер медленной волны, N_k - число отсчетов на апертуре структурной функции k -ой медленной волны.

Число τ принимает столько значений, сколько необходимо получить отсчетов структурной функции (2) на апертуре сигнала $X(k, t)$.

При формировании пространства информативных признаков необходимо, чтобы структурные функции медленных волн имели одинаковое число отсчетов.

Структурные функции получают группами – фреймами. В фрейм может входить до десяти структурных функций, которые получены посредством обработки одного и того же сигнала, но при шаге дискретизации τ отличающемся на один отсчет. Путем порогового анализа из фрейма выбирается одна структурная функция, которая будет включена в формирующееся признаковое пространство.

Если сформирован фрейм, в котором выделена структурная функция, параметры которой (например, спектральные) включены в пространство информативных признаков, то сигнал, в результате обработки которого был получен фрейм структурных функций, подвергается низкочастотной фильтрации. Частота среза низкочастотного фильтра, через который пропускается этот сигнал, определяется самым большим шагом дискретизации структурных функций в предшествующем фрейме:

$$f_{cp}^{HCF} = \frac{2}{\max \{ \Delta_1^\zeta, \Delta_2^\zeta, \dots, \Delta_{10}^\zeta \}}, \quad (3)$$

где ζ – порядковый номер предшествующего фрейма.

После процедуры низкочастотной фильтрации процесс вычисления структурных функций, но уже с другим шагом дискретизации, повторяется

вновь. Определяется очередной фрейм структурных функций, из которого выбирается одна, а сигнал опять подвергается низкочастотной фильтрации, но уже с другой частотой среза.

Процесс остановки такого итерационного процесса определяется либо априорным количеством искомым медленных волн в шуме, то есть предварительным заданием числа фреймов, либо длиной апертуры исследуемого сигнала, которая определяет длину самой медленной волны в сигнале.

Полученные информативные признаки подаются на входы обучаемой нейронной сети способной классифицировать сердечно – сосудистые патологии. Нейронная сеть имеет блочную структуру. Это значит, что каждая группа ганкелевых матриц анализируется своей нейронной сетью с последующей агрегацией решений. В зависимости от патологии, соответствующие веса решений в блочной структуре могут корректироваться как посредством обучаемого классификатора, так и на экспертном уровне.

Для определения структурных функций нестационарного случайного процесса необходимо определить ряд взаимосвязанных параметров, при этом надо определиться, какие из них необходимо задать, а какие вычислить. При этом надо учитывать, что каждая структурная функция является селектором медленной волны. Путем объединения этих селекторов получаем классификатор, который может работать как автономный компьютерный агент нижнего уровня.

Для определения структурных функций необходимо определить их отсчеты на интервале наблюдения медленной волны. Интервал наблюдения медленной волны T_k зависит от длины медленной волны λ и подбирается индивидуально для каждого фрейма таким образом, чтобы

$$T_k \geq \lambda_{max}, \quad (5)$$

где λ_{max} - максимальная длина медленной волны в фрейме с номером k .

Шаг дискретизации Δ сигнала $X(t)$ определяется максимальной релевантной гармоникой основного ритма системы согласно теореме Шеннона. Для электрокардосигнала принимаем частоту дискретизации $1/\Delta=100$ Гц.

Длина выборки N_k , по которым формируются структурные функции медленных волн определяется из неравенства

$$f_{\text{аадо}}^k \leq \frac{M}{2\Delta N_k}, \quad (6)$$

где M – число отсчетов структурной функции, используемых для формирования признакового пространства.

С другой стороны, апертура сигнала, на которой вычисляется структурная функция S_k , должна удовлетворять следующему условию

$$T_k > 2\lambda_{\max}, \quad (7)$$

где $\lambda_{\max}$ – максимальная длина медленной волны в фрейме k .

Вначале задается число отсчетов структурной функции, которое можно оценить согласно формуле (7). Затем задаются интервалы дискретизации структурных функций. Они выбираются исходя из того, чтобы на интервале k -й медленной волны k -я структурная функция имела не менее десяти отсчетов. При этом интервалы наблюдения медленных волн получаются автоматически.

После этого приступаем к вычислению количества отсчетов сигнала на интервале наблюдения каждой структурной функции, после чего можем вычислить аргументы структурных функций. Вычисление структурных функций осуществляем согласно формуле (2).

После вычисления структурных функций, осуществляется их анализ Фурье, на основе которого формируются векторы информативных признаков. Каждый фрейм структурных функций формирует только один вектор информативных признаков, который поступает на соответствующий блок обучаемой нейронной сети.

Разработанный способ формирования информативных признаков (входных векторов на входе нейронной сети блочного типа) состоит в следующем. Спектр шума ЭКС делится на поддиапазоны, которые соответствуют определенным «медленным» волнам. Этим поддиапазнам соответствуют релевантные частоты, которые задаются априорно. Число релевантных частот определяет число фреймов структурных функций.

Разработанный способ формирования пространства информативных признаков предназначен для нейросетевых классификаторов сердечно – сосудистых патологий. Способ отличается тем, что структурные функции разделены на фреймы, каждый фрейм соответствует релевантной гармонике (медленной волне), присутствующей в сигнале. Полученный вектор информативных признаков предназначен для соответствующего блока нейросетевого классификатора сердечно – сосудистых патологий.

НЕЙРОСЕТЕВОЙ АЛГОРИТМ АНАЛИЗА РЕЗУЛЬТАТОВ РТМ-ДИАГНОСТИКИ

Ю.В. Казакова

Научный руководитель: д.т.н., профессор Т.В. Истомина

Московский энергетический институт, г. Москва

Одним из средств повышения эффективности диагностики является автоматизация обработки данных с использованием информационных технологий как средства, позволяющего учитывать значительное количество диагностических признаков. При данном подходе минимизируются ошибки, связанные с субъективными факторами, такими как усталость врача, недооценка значимости отдельных симптомов и т. д. Указанные выше проблемы можно решить созданием интеллектуального

аппаратно-программного комплекса диагностики заболеваний. Его функционирование может быть основано на данных радиотермометрии.

На сегодняшний день развитие РТМ-диагностики представляется крайне актуальной задачей [1]. Благодаря тому, что этот метод безопасен для пациента и врача, прост в использовании и способен выявлять патологию на ранних стадиях, его следует использовать для профилактики заболеваний молочной железы и других органов. Нейронные сети являются достаточно эффективным методом диагностики заболеваний, а получаемая точность допускает их использование в экспертных комплексах [2].

В данной работе исследовались перспективы применения нейросетевого подхода для распознавания РТМ-изображения молочных желез в норме и при различных патологиях. Были изучены основные положения теории нейронных сетей, алгоритмы построения и обучения. Экспериментальная часть содержала формирование обучающей и тестовой выборки, выбор архитектуры нейронной сети, ее обучение. Моделирование нейронной сети проводилось в пакете MatLab: Neural Network Toolbox. В результате были получены 4 модели нейронных сетей, способных решать поставленную задачу: однослойная и двухслойная сети прямой передачи, персептрон и конкурирующий слой Кохонена.

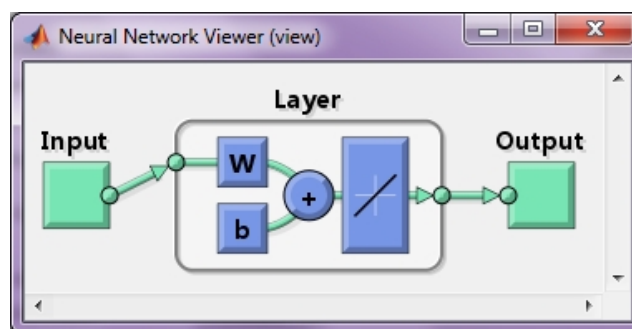


Рис. 1. Однослойная нейронная сеть прямой передачи

Все полученные модели нейронных сетей элементарны и могут решать задачи диагностики в условиях низких шумов. Необходимо

дальнейшее совершенствование данной разработки для повышения качества диагностики в условиях интенсивных помех и в сложных клинических ситуациях.

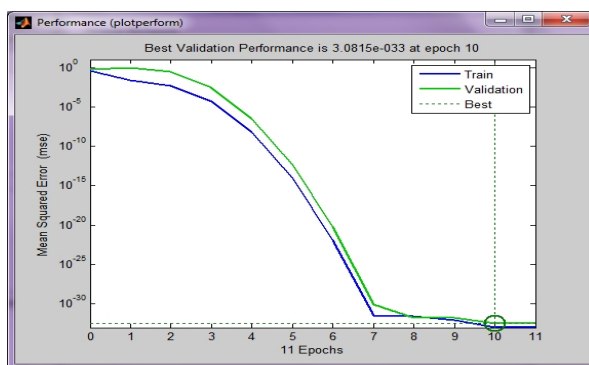


Рис. 2. График зависимости среднеквадратичной ошибки от числа итераций

Литература

1. Веснин С.Г. Теоретические основы использования РТМ-метода в маммологии. – ВНИИРТ, г. Москва.
2. Хайкин С. Нейронные сети. Полный курс. – М.: Вильямс, 2006.

МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ ЯДЕРНОГО СПОСОБА ПРОИЗВОДСТВА РАДИОНУКЛИДОВ В ПАКЕТЕ GEANT4

А.В. Белоусов, А.А. Калачев, Г.А. Крусанов

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент А.В. Белоусов

Московский государственный университет

имени М.В. Ломоносова, г. Москва

В настоящее известно свыше 2300 радионуклидов (РН), более 200 из них применяются в различных областях науки, техники, медицины и т.д. Большинство из них имеет искусственное происхождение. Мировой рынок

практически полностью обеспечивается технологиями с использованием ядерных реакторов и ускорителей тяжелых заряженных частиц. Такой метод носит название ядерного, в отличие от фотоядерного, где реакции происходят под действием фотонов. В ядерной и реакторной технологии производства изотопов реализуются две ситуации в плане размеров мишени и поля облучения. В случае реакторов мишень мала по сравнению с размерами потока нейтронов и длины их пробега и распределение изотопа однородно. В случае ускорителей замеры мишени сравнимы с размерами пучка, а ее толщина сравнима с пробегом. Распределение изотопа в мишени существенно неоднородно. Параметрами технологии являются тип и энергия частиц, ток пучка при данной энергии (существенно для линейных ускорителей), масса мишени, активность примесей и целевого изотопа.

Теоретически выход Y (Бк) требуемого изотопа при ядерном способе получения может быть рассчитан согласно следующему уравнению

$$Y = H \frac{N_A}{\mu} I t (1 - e^{-\lambda t}) \int_{E_{th}}^{E_{max}} \left(\frac{d(\rho x)}{dE} \right) \sigma(E) dE,$$

где N_A - число Авогадро; H - содержание изотопа, на котором происходит требуемая ядерная реакция в материале мишени; $\sigma(E)$ - энергетическая зависимость сечения реакции; I - ток пучка; $dE/d(\rho x)$ - тормозная способность частиц в материале мишени; λ - постоянная распада изотопа; t - длительность облучения; E_{th} - пороговая энергия реакции; E_{max} - максимальная энергия частиц. Аналитическое интегрирование невозможно, поскольку нет аналитических выражения для сечений реакции и энергетической зависимости тормозной способности. Энергетическая зависимость сечения реакции может быть найдена с помощью различных вычислительных кодов (ALICE, TALYS и т.д.), тормозная способность оценена с помощью кода SRIM. Все это, а также

необходимость оценки активности примесей, оценка доли продуктов, образовавшихся, например, в реакции (n, p) под действием протонов отдачи, приводит к тому, что численное интегрирование трудоемко и обладает заметной погрешностью. Целесообразным является предварительная оценка возможности наработки того или иного изотопа моделированием по методу Монте Карло.

Программный код GEANT4 позволяет моделировать прохождение всех известных типов частиц через произвольную (задаваемую пользователем) геометрию произвольного атомного состава. GEANT4 представляет собой не готовый исполняемый файл, но набор инструментов и библиотек, написанных на языке программирования C++. Такой подход, несмотря на сложность применения и большую предварительную работу по написанию каждого конкретного проекта, делает GEANT4 гибким инструментом, который позволяет моделировать физические процессы в различных областях: физике высоких энергий, физике космоса и космических лучей, а также в медицинских приложениях.

При изготовлении мишеней чаще всего используются материалы в виде фольги или пленок, нанесенные на подложки и размещенные в контейнерах. В качестве модели мишени используется четырехслойный параллелепипед, состоящий из двух стенок контейнера, пленки и подложки. Пленка назначается чувствительным детектором (Sensitive Detector, SD), что позволяет на каждом этапе взаимодействия определять тип частицы. При первом взаимодействии к счетчику частиц добавляется единица, а сама частица уничтожается, чтобы не рассматривать ее взаимодействие дважды.

На рис. 1. приведена энергетическая зависимость выхода изотопов меди ^{64}Cu (рис.1а) и ^{61}Cu (рис.1б) при облучении пучками дейтронов никелевой мишени $^{\text{nat}}\text{Ni}$ в расчете на один падающий дейтрон. На рис. 2

энергетическая зависимость выхода изотопов мышьяка ^{73}As и ^{74}As при облучении протонами мишени из натурального германия.

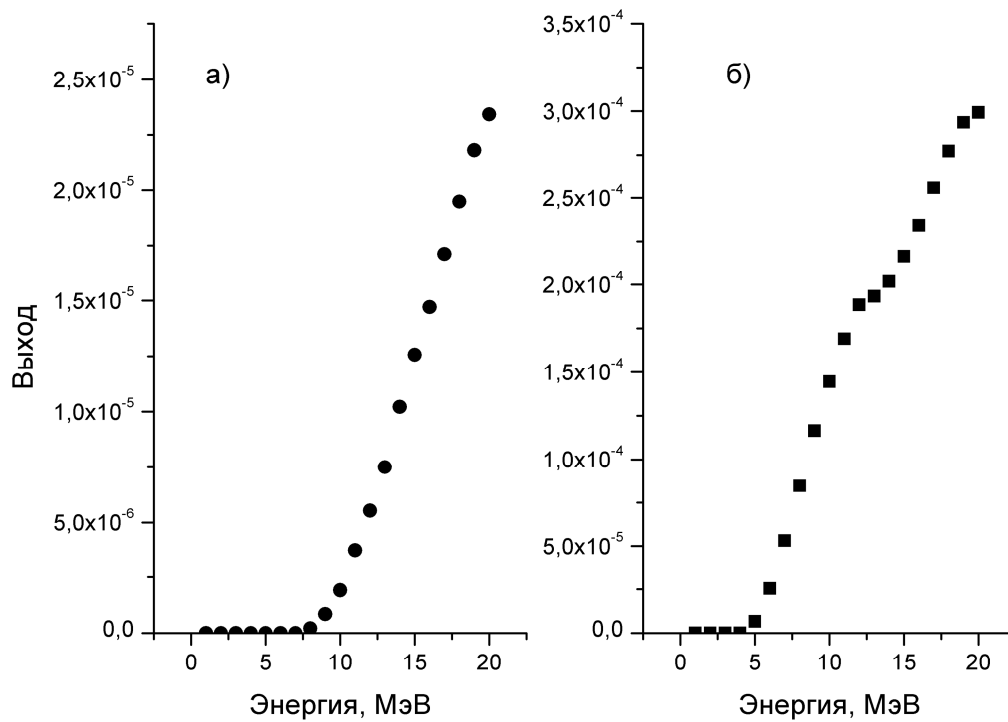


Рис.1. Энергетическая зависимость выхода ^{64}Cu (а) и ^{61}Cu (б)

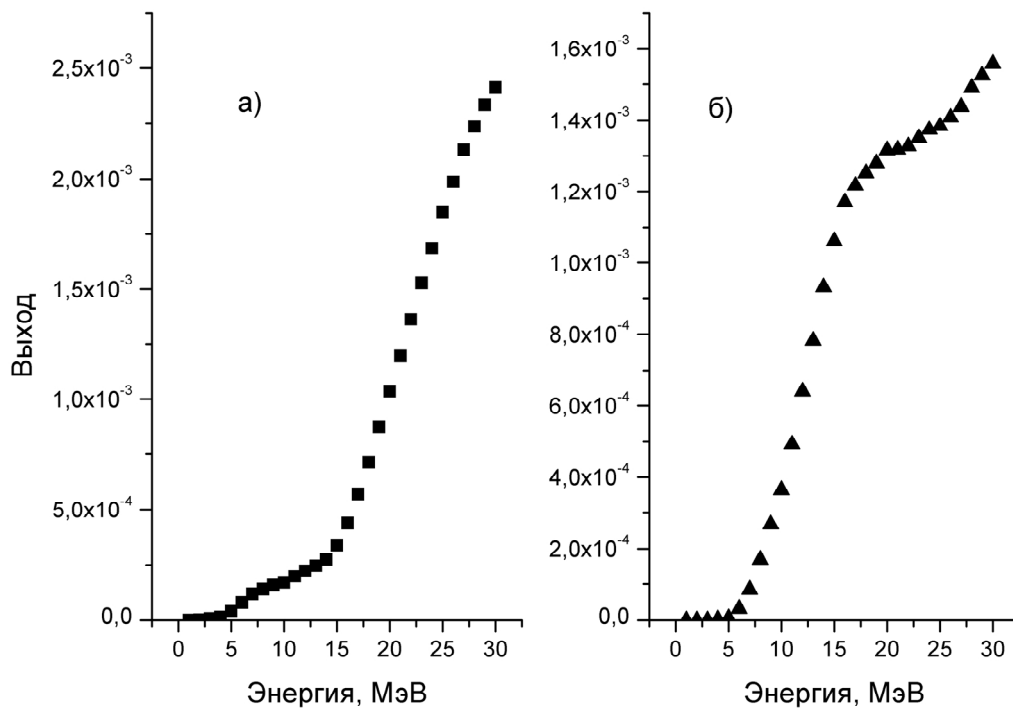


Рис.2. Энергетическая зависимость выхода ^{73}As (а) и ^{74}As (б)

В предположении, что энергия пучка остается постоянной, выход изотопа линейно увеличивается по мере роста тока. Эта ситуация типична для циклотронов, однако в линейных ускорителях энергия и ток пучка связаны между собой зависимостью, близкой к линейной, если предположить, что мощность пучка остается постоянной. При этих условиях кривая зависимости выхода от энергии пучка может изменить свою форму и приобрести четко выраженный максимум.

Наши дальнейшие планы включают моделирование сложных мишеней для мультизотопной наработки радионуклидов.

ОПЫТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ ПРИ АЛЛЕРГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ

А.Д. Гормакова

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.И. Дралина

Саратовский филиал «Медицинский институт «РЕАВИЗ», г. Саратов

Аллергия является болезнью цивилизации. Еще 30-50 лет назад аллергия была совсем не распространенным заболеванием, но уже в конце 20 века количество заболевших начало расти просто в геометрической прогрессии. На данный момент по официальным данным в мире от 25 до 30% населения больны каким-либо аллергическим заболеванием. К тому же с каждым годом все тяжелее и тяжелее становится само течение болезни.

К причинам аллергических заболеваний относят: непереносимость пищевых продуктов и лекарственных препаратов, вещества

профессионального и бытового окружения, включая и окружающую среду (пыль, насекомых, пыльцу, шерсть животных) и другие аллергены.

Аллергия – типовая форма иммунопатологического реагирования, возникающая в сенсibilизированном организме на повторный контакт со специфическими аллергенами и проявляющаяся в виде повреждения собственной ткани.

Клиническая картина аллергических реакций многообразна: аллергические конъюнктивиты, риниты, дерматиты, ангионевротический отек Квинке, бронхиальная астма, аллергическая токсикодермия, крапивница, анафилактический шок. Достаточно часто при аллергических реакциях в продромальном периоде отмечается общее недомогание, головная боль, головокружение, озноб, плохое самочувствие, одышка, тошнота, иногда рвота.

Не смотря на многочисленный и разнообразный арсенал лекарственных препаратов, представленных на фармацевтическом рынке для коррекции аллергических реакций, предпочтение в настоящее время все больше отдается немедикаментозным методам лечения и профилактики этих состояний.

В первую очередь, это изменение образа жизни человека, привычек и, конечно же, различные виды рефлексотерапии, в том числе динамическая электронейростимуляция, как эффективный метод современной электрорефлексотерапии.

Динамическая электронейростимуляция с успехом используется как для купирования, так и для лечения различных аллергических заболеваний и острых состояний без возрастных ограничений, как в составе комплексной терапии, так и в виде монотечения.

Динамическая электронейростимуляция (ДЭНС-терапия) – метод немедикаментозного лечения, основанный на воздействии на рефлексогенные зоны и акупунктурные точки импульсами электрического

тока, которые постоянно изменяются по форме в ответ на изменение сопротивления кожи в подэлектродной зоне.

Клиническое наблюдение применения динамической электростимуляции проводилось у группы пациентов с аллергическими реакциями в виде ринита, конъюнктивита, рецидивирующей крапивницы и дерматита.

ДЭНС-терапия применялась по стандартным методикам, включающим использование прямой проекции жалоб: зоны вокруг глаз и крыльев носа, пораженных участков кожи, в зависимости от того, какая жалоба преобладала на момент сеанса.

В качестве дополнительной зоны воздействия обрабатывались шейно-воротниковая или пояснично-крестцовая зоны (в зависимости от локализации поражения кожи) в режиме «Терапия» при минимальном уровне мощности (УМ-1) на частоте 7710 Гц в течение 10-20 минут в вечернее время (перед сном) и тройничная зона (тригеминальная) в режиме «Терапия» при УМ-1 на частоте 10 Гц по 2 минуты в каждой точке утром при пробуждении.

Третьей зоной на сеансе обрабатывалась одна из иммунных зон: яремная ямка, седьмой шейный позвонок, точки хэ-гу, цзу-сан-ли, зона надпочечников, печени, кишечника по 5 минут с частотой 77 Гц, 3,8 Гц. В последующем, при стабилизации состояния – в программе «МЭД».

Общее время процедуры составляло 40-45 минут. В течение первых 3-5 дней ДЭНС-терапия проводилась до 3-х сеансов в сутки, в зависимости от жалоб, далее – 1 раз в день. Курсовое лечение составляло 12-15 дней.

На фоне проводимой ДЭНС-терапии у всех пациентов с первых сеансов наблюдалась положительная динамика: улучшение самочувствия, настроения, уменьшение зуда, отечности, патологических элементов на коже.

Таким образом, при применении ДЭНС-терапии у данной группы пациентов отмечались обезболивающий, противоотечный, иммуномодулирующий, антистрессовый, противовоспалительный эффекты, что позволяет с успехом использовать данную терапию в купировании, лечении и профилактики различных аллергических заболеваний с достижением стойкой ремиссии.

РАЗВИТИЕ РОЛИ РАДИОНУКЛИДНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В МЕДИЦИНЕ

А.А. Николаева, М.А. Колыванова*

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор А.П. Черняев*

Московский государственный университет

имени М.В. Ломоносова, г. Москва

**Научно-исследовательский институт ядерной физики*

имени Д.В. Скобельцына, г. Москва

К началу двадцать первого века достижения ядерных технологий в медицине привели к широкому распространению установок, действующих с использованием радионуклидов - кобальтовых установок, комплексов радиохирургии типа гамма-нож, диагностической и исследовательской техники (гамма-камер, однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ), позитрон-эмиссионной томографии (ПЭТ)). В медицине для производства изотопов используется большое количество ядерных реакторов и ускорителей протонов [1].

К настоящему времени общее число высокотехнологичного медицинского оборудования, действующего на основе достижений ядерной физики, достигает примерно 110 тысяч (рис.1).

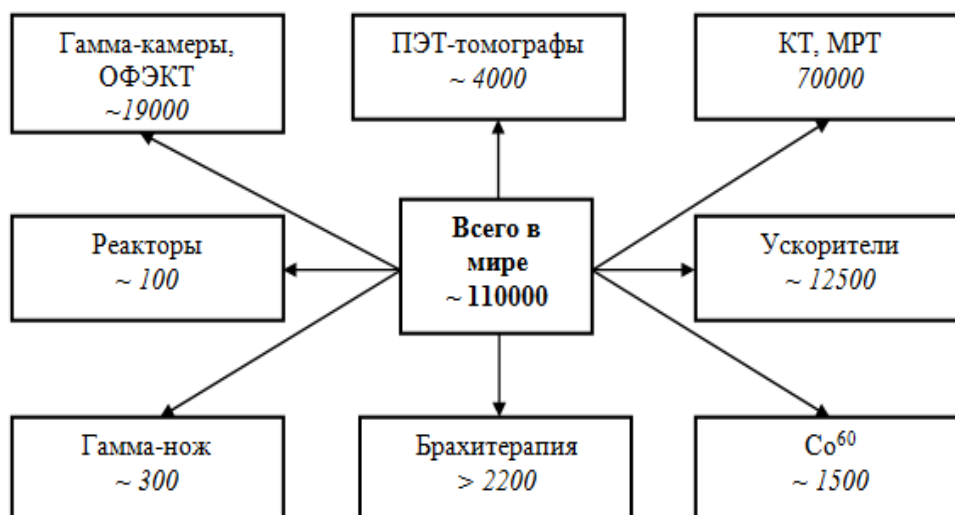


Рис.1. Ядерно – физические установки в медицине в мире

На рис.2 приводится структура использования радионуклидов в медицине. Она включает в себя лучевую терапию (дистанционную и контактную), ядерную медицину и радионуклидную диагностику. Лучевая терапия с использованием изотопов Co^{60} осуществляется дистанционным способом или контактным, который получил название брахитерапии. Этот метод подразумевает помещение источника радиоактивности вблизи или внутри области, подвергаемой лучевому лечению.

Общее число установок в мире, использующих радионуклиды, составляет примерно 27 тысяч единиц или около 24.5% от общего числа высокотехнологичной медицинской техники. Из них основная доля установок работает в радионуклидной диагностике - 23 тысячи единиц (85%), а в дистанционной и контактной лучевой терапии немного менее 15%.

На сегодняшний день в России в медицинских учреждениях и центрах работает примерно 2300 единиц высокотехнологичной медицинской техники, что составляет всего 30% от требуемого количества при сравнении с уровнем обеспечения аналогичным оборудованием медицинских учреждений стран Европы.

Медицинских приборов, работающих с использованием радиоактивных изотопов, у нас в стране около 700, то есть около 30% от общего числа высокотехнологичной медицинской техники, причем около 12% - в дистанционной лучевой терапии, 7% – в контактной лучевой терапии, 11% - в диагностике.

У нас в стране в медицине работает 270 источников γ -излучения Co^{60} и 5 гамма – ножей. К диагностическим установкам с использованием радионуклидов в России относятся: 240 гамма-камер, (в том числе ОФЭКТ-сканеров -140), 22 ПЭТ-сканеров (включая 7 полных ПЭТ-центров). Действует 4 центра радионуклидной терапии (46 коек) и 5 – радионуклидной диагностики [2].



Рис. 2 Установки на основе радионуклидов, действующие в медицинских центрах России

Всего в мире более 800 центров брахитерапии, в которых работает как минимум 2200 аппаратов контактной лучевой терапии. Для того, чтобы выйти на средневропейский уровень необходимо ~100 ПЭТ-центров и

1000 КТ – сканеров (в том числе ПЭТ/КТ-сканеров – 100), 300 установок ОФЭКТ, более 100 гамма-ножей, ~ 300 установок для брахитерапии.

В ядерной медицине используется 45 видов изотопов, из них производится 25. Порядка десяти реакторов и двадцати ускорителей протонов готовят изотопы для медицинского использования, в том числе для ядерной медицины

В мире производится более 200 наименований радифармпрепаратов. В России в медицине используется 22 радиофармацевтических препарата для компьютерной диагностики, 20 импортных наборов для радиоиммунного анализа, и три - для ПЭТ томографии.

За всю историю в брахитерапии применялись около полутора десятков радионуклидов. В настоящее время активно используются только шесть. К ним относятся ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{103}Pd , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. Существенно реже применяются радионуклиды ^{198}Au , ^{106}Ru и ^{252}Cf . В течении длительного периода с тридцатых годов в брахитерапии использовались изотопы ^{226}Ra и ^{222}Rn , но по соображениям радиационной безопасности их использование практически прекращено.

В настоящее время у нас в стране действует не менее 150 кобальтовых установок в 19 центрах брахитерапии и онкологических больницах, хотя часть из них устарела. Рядом фирм ведутся разработки отечественных приборов для брахитерапии, соответствующих уровню самых современных аппаратов импортного производства.

Литература

1. А.П.Черняев, Ускорители в современном мире. Изд-во московского университета, Москва, 2012.
2. А.П.Черняев, Ядерно-физические методы в медицине. ЭЧАЯ, 2012, Т.43, ВЫП.2, стр.500-518.

ОЦЕНКА РАДИАЦИОННОГО ВЗВЕШИВАЮЩЕГО ФАКТОРА ТОРМОЗНЫХ ФОТОНОВ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

А.В. Белоусов, А.А. Калачев, Г.А. Крусанов

Научный руководитель: к.ф.-м.н. А.В. Белоусов

Московский государственный университет

имени М.В. Ломоносова, г. Москва

Высокоэнергетичное фотонное излучение генерируется многими современными устройствами, в том числе предназначенными для лучевой терапии. Известно множество научных работ, авторы которых пришли к выводу, что биологическая эффективность фотонов зависит от их энергии. Международная Комиссия по Радиационной защите (МКРЗ) в 116 публикации [1] признает, что многочисленные доказательства ясно свидетельствуют о существовании энергетической зависимости биологической эффективности фотонного излучения в области высоких энергий. Эту зависимость связывают с образованием в результате фотоядерных реакций тяжелых заряженных частиц (протоны, альфа-частицы и т.д.), ядер отдачи и нейтронов, обладающих высоким значением линейной передачи энергии (ЛПЭ).

Целью данной работы является компьютерное моделирование прохождения фотонного излучения с энергией выше порога фотоядерных реакций на легких элементах через тонкие слои воды и биологической ткани и определение вклада тяжелых частиц – продуктов фотоядерных реакций и ядер отдачи в поглощенную слоем дозу.

В качестве инструмента для проведения компьютерного моделирования методом Монте Карло выбран программный пакет

GEANT4.9.6., позволяющий симулировать транспорт всех видов частиц через среду произвольной (определяемой пользователем) геометрии и произвольного элементного состава. В качестве материалов, моделирующих биологическую ткань, рассматривается вода - H_2O - и усредненная биологическая ткань - $(C_5H_{40}O_{18}N)_x$.

При прохождении фотонного излучения через биологическую ткань в основном происходят фотоядерные реакции типа (γ, n) , (γ, p) , (γ, np) и (γ, α) . Суммарная эквивалентная доза H , создаваемая в веществе всеми видами излучений, индуцированными в слое первичными фотонами, может быть определена как

$$H = \sum_i (w_R)_i D_i, \quad (1)$$

где D_i - поглощенная доза, создаваемая в слое частицами типа i , а $(w_R)_i$ - радиационный взвешивающий фактор соответствующего излучения. Таким образом, среднее значение радиационного взвешивающего фактора можно оценить согласно выражению $\langle w_R(E_\gamma) \rangle = H/D$. С учетом значений РВФ фотонов, электронов, позитронов, протонов, альфа-частиц и ядер отдачи, получаем

$$\langle w_R(E_\gamma) \rangle = H / \sum_i D_i = \delta_{e,\gamma}(E_\gamma) \times 1 + \delta_{\alpha,NR}(E_\gamma) \times 20 + \delta_p(E_\gamma) \times 2, \quad (2)$$

где $\delta_{e,\gamma}(E_\gamma)$ - суммарный вклад фотонов, электронов и позитронов в поглощенную дозу при облучении монохроматическим пучком фотонов с энергией E_γ ; $\delta_{\alpha,NR}(E_\gamma)$ - суммарный вклад α -частиц и ядер отдачи; $\delta_p(E_\gamma)$ - вклад протонов. Вследствие малой толщины слоя и большой длины свободного пробега фотонейтронов, их вклад в поглощенную дозу пренебрежимо мал. И, хотя при моделировании учитывается, в том числе, и взаимодействие нейтронов, в выражении (2) они не учитываются.

Результаты расчетов по формуле (2) среднего радиационного взвешивающего w_R всех видов излучений, индуцированных в тонком слое при облучении монохроматическими фотонами высоких энергий, показаны на рис. 1. На нем приводится зависимость радиационного взвешивающего фактора от энергии для слоев различной толщины (левая часть), и зависимость w_R от толщины слоя для фиксированной энергии фотонов (правая часть).

По мере увеличения толщины слоя прослеживается тенденция к уменьшению w_R . На рис. 2(а и б) представлены значения радиационного взвешивающего фактора для слоев различной толщины воды и биологической ткани, усредненные по спектрам тормозного излучения в зависимости от максимальной энергии спектров. Кривые плавно возрастают по мере роста максимальной энергии. Наблюдается общая тенденция увеличения w_R с уменьшением толщины облучаемого слоя.

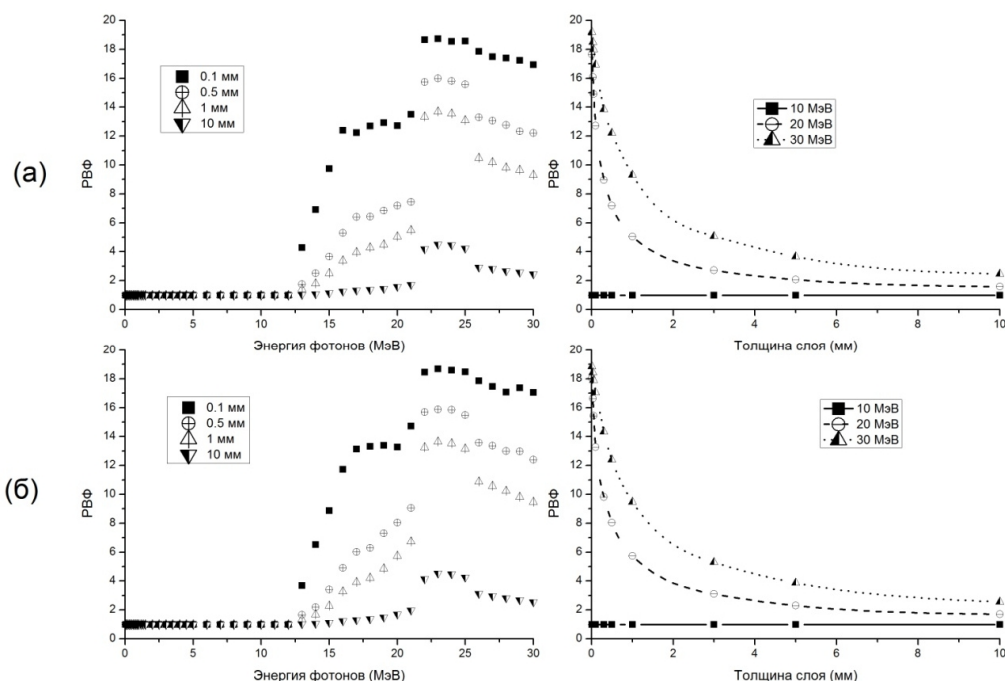


Рис. 1. Зависимость среднего значения радиационного взвешивающего фактора всех видов излучений от энергий первичных фотонов и толщин слоя для воды (а) и биологической ткани (б)

В работе исследовано прохождение моноэнергетического фотонного излучения через тонкие слои биологической ткани среднего элементного состава посредством компьютерной симуляции с использованием программного кода GEANT4.9.6, реализующего метод Монте-Карло.

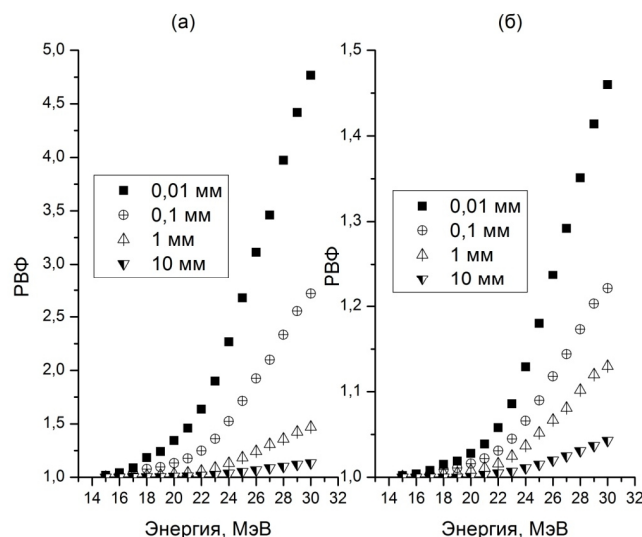


Рис. 2. Зависимость w_R тормозного излучения от максимальной энергии спектра для слоев различной толщины (а) – вода; (б) - биоткань

Показано, что средний радиационный взвешивающий фактор всех видов излучений, индуцированных в тонком слое при облучении монохроматическими фотонами, может достигать значений, на порядок превышающих рекомендованное МКРЗ значение, равное единице. В случае облучения тонких слоев фотонами тормозного спектра среднее значение w_R меняется от ~ 5.0 до ~ 1.15 в воде и от ~ 1.5 до 1.05 при увеличении толщины слоя от 0.01 мм до 10.0 мм.

Работа поддержана грантом РФФИ 12-02-31390_мол_a.

Литература

1. ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40(2-5).

МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ В ПАКЕТЕ MATLAB

Т.В. Рощина

Научный руководитель: д.т.н., профессор Т.В. Истомина

Московский энергетический институт, г. Москва

Задача математического моделирования движения жидкости по системе эластичных каналов имеет широкую область научного и практического применения. Одной из таких актуальных областей является моделирование течения крови по сердечно-сосудистой системе.

Сердечно-сосудистая система (ССС) относится к числу основных систем организма, и изучение особенностей ее функционирования еще не завершено. Заболевания кровеносной системы широко распространены и занимают лидирующее положение среди причин смертности. В связи с этим, исследование сердечно-сосудистой системы является одной из актуальных проблем современной фундаментальной медицины.

В данной работе рассматривается математическая модель ССС в виде камерной цепи, упрощенно отображающей структуру сосудистого русла человека, которая представлена в виде последовательно соединенных упругих камер. Каждая камера характеризуется соответственно входным $q_{\text{вх}}(t)$ и выходным $q_{\text{вых}}(t)$ потоками (объемными кровотоками), объемом $V(t)$ и давлением $P(t)$ (рис.1).

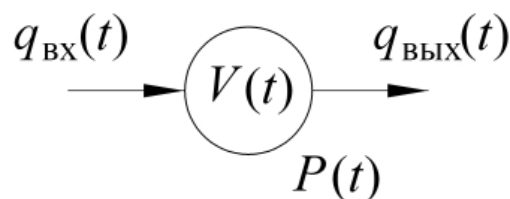


Рис.1. Упругая камера

В состав этой цепи входит модель пульсирующего сердца, которая состоит из четырех камер: правое, левое сердце, большой и малый круги кровообращения [1,2].

В настоящей работе созданы модели объемного кровотока в правом, левом сердце, большом и малом круге кровообращения.

Уравнения, описывающие этот параметр:

$$q_{LH}(t) = \frac{1}{R_{LH}(t)} (P_{PC}(t) - P_{LH}(t));$$

$$\frac{dq_{SC}(t)}{dt} = \frac{1}{L_{SC}} (P_{LH}(t) - P_{SC}(t) - R_{SC}(t)q_{SC}(t));$$

$$q_{RH}(t) = \frac{1}{R_{RH}(t)} (P_{SC}(t) - P_{RH}(t));$$

Здесь: $\frac{dq_{PC}(t)}{dt} = \frac{1}{L_{PC}} (P_{RH}(t) - P_{PC}(t) - R_{PC}(t)q_{PC}(t)).$

$q(t)$ - объемный кровоток;

$R(t)$ - сопротивление, обусловленное состоянием клапанов сердца;

L - коэффициент инерционности;

$P(t)$ - давления в каждой камере модели [1-4].

Результат моделирования представлен в виде графиков функций кровотока в левом, правом сердце, большом и малом круге кровообращения в пакете MATLAB Simulink (Рис.2а-г).

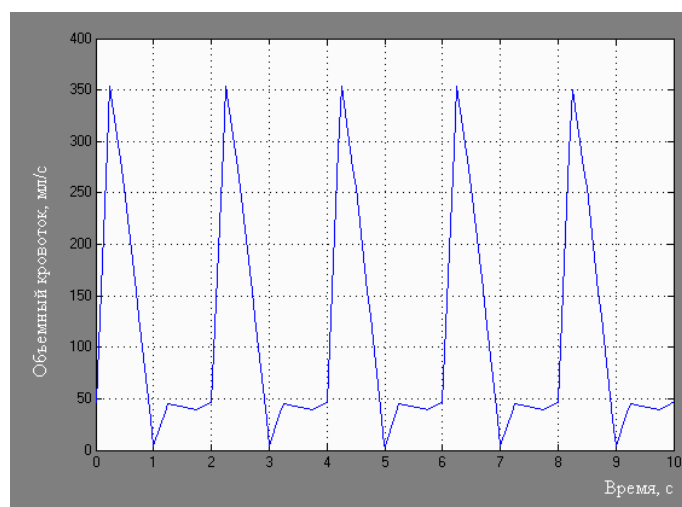


Рис. 2а. Изменение кровотока во времени в левом сердце

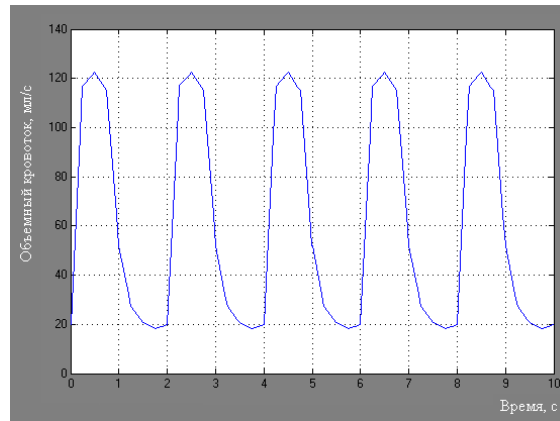


Рис. 2б. Изменение кровотока во времени в правом сердце

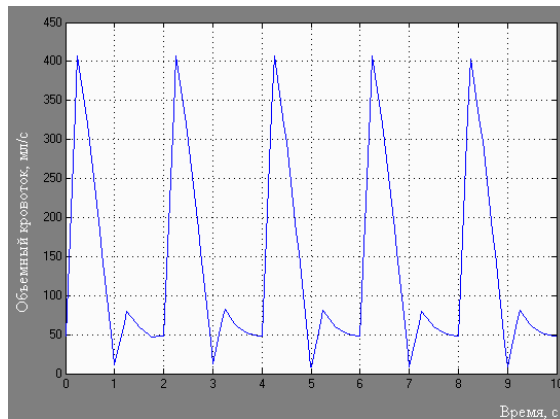


Рис. 2в. Изменение кровотока во времени в большом круге кровообращения

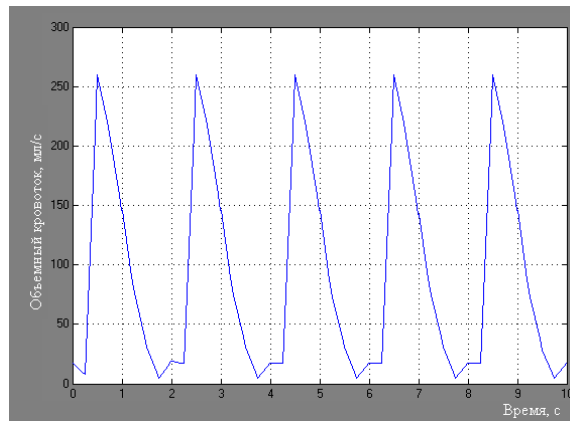


Рис. 2г. Изменение кровотока во времени в малом круге кровообращения

Данная модель, являясь частью рассмотренной модели ССС, может найти применение в подсистемах поддержки принятия врачебных решений программно-аппаратных комплексов для операционных и палат интенсивной терапии кардиохирургических клиник, а также для обучения специалистов.

Литература

1. Четырехкамерная модель сердечно-сосудистой системы человека / С.В. Фролов, С.В. Синдеев, В.А. Лищук, Д.Ш. Газизова, С.А. Медведева // Вопросы современной науки и практики, №2(40). 2012. – С. 51-60.
2. Модель сердечно-сосудистой системы, ориентированная на современную интенсивную терапию / С.В. Фролов, С.Н. Маковеев, Д.Ш. Газизова, В.А. Лищук. // Вестник ТГТУ. 2008. Том 14. № 4. – С. 892-902.
3. Егоров, Б. А. Математические методы исследования в анализе биомедицинских данных: монография / Б.А. Егоров, М.А. Евзельман, Ю.В. Золотарев, М.А. Бодров. - Орел: ОрелГТУ, 2007. - 142 с.
4. Лищук В.А. Математическая теория кровообращения. М.: Медицина, 1991. – С. 256.

ТЕХНОЛОГИИ СТЕРИЛИЗАЦИИ КОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

А.А. Николаева

Научные руководители: д.ф.-м.н., профессор А.П. Черняев,

д.б.н., доцент В.В. Розанов*

Московский государственный университет

имени М.В. Ломоносова, г. Москва

** Научный и информационно-методический центр «Базис», г. Москва*

Для получения костно-пластического материала, эквивалентного по качеству аутокости, наиболее эффективными являются непосредственные воздействия на аллогенный пластический материал физическими и химическими факторами, в результате которых добиваются снижения антигенной активности имплантатов и уменьшения риска тканевой

несовместимости за счет полного удаления из них костного мозга и покрывающих кость клеток.

Деминерализованный костный матрикс является одним из наиболее распространенных материалов для костной пластики благодаря биосовместимости, хорошим остеоиндуктивным и остеокондуктивным свойствам. Для достижения наилучшего клинического результата деминерализованный костный матрикс необходимо сохранить в нем активность нативных костных морфогенетических белков.

В зависимости от способа получения деминерализованный костный матрикс может обладать разными свойствами. Но при этом важно добиться высокой стерильности продукта, которая влияет на время и условия его хранения.

Высокая степень стерильности необходима в трансплантологии, в частности, на завершающих стадиях изготовления костного имплантата в тканевых банках. При их использовании должна быть исключена возможность инфицирования реципиентов бактериальными, грибковыми и вирусными инфекциями. Поэтому технологический процесс изготовления любых биологических имплантатов должен завершаться надежной и адекватной стерилизацией с максимально возможным сохранением пластических свойств материала. Отбор донорского материала и технологии изготовления биологических имплантатов в мировой практике регулируется жесткими стандартами и контролируется серологическими анализами. Параллельно этим вопросам существуют и другие, которые касаются способов стерилизации биологических материалов. К ним относятся воздействие различных факторов (температуры, химических веществ, радиации и т.д.) на эндо- и экзопатогенную флору, присутствующую в донорских тканях, что может привести к денатурации их белковых структур и свести комплекс пластических свойств имплантатов к минимуму или полному исчезновению.

Не менее важен и вопрос обеспечения безопасности персонала тканевого банка, непосредственно работающего с костными заготовками уже на этапе их первичной механической и химической обработки.

В настоящее время для целей дезинфекции и стерилизации медицинских инструментов, лабораторного оборудования, сред и биологических объектов используют высокотемпературные технологии, химически активные препараты, ионизирующее и ультрафиолетовое (УФ) излучение [1]. Для стерилизации костных имплантатов сегодня чаще всего используют химические и радиационные методы. При этом предпочтение в последние годы, как правило, отдают методике радиационной стерилизации с использованием гамма-квантов или пучков быстрых электронов. Такая технология обеспечивает возможность эффективной стерилизации имплантатов в герметичной упаковке, что препятствует вторичному инфицированию образцов после стерилизации. Однако критичным параметром при такой обработке является поглощаемая доза. В качестве стандартной величины в настоящее время принята доза, равная 25 кГр. Чем меньше доза – тем вероятнее обеспечение высоких остеоиндуктивных свойств костного имплантата, но тем менее эффективна стерилизация. И наоборот – чем выше доза – тем эффективнее процесс стерилизации, но в тоже время больше вероятность поражения морфогенетических белков, что может негативно сказаться на процессе репаративного остеогенеза. В осуществляемом авторами цикле исследований [2] обосновываются и отрабатываются технологии комбинированного воздействия различных физико-химических факторов, дополняющих процесс радиационной стерилизации и призванных по возможности снизить величину поглощаемой дозы при одновременном сохранении остеоиндуктивных характеристик костных имплантатов.

Литература

1. Шкарин В.В., Шафеев М.Ш. Дезинфектология: Руководство для студентов медицинских вузов и врачей. Нижний Новгород, 2003. – 368 с.
2. Розанов В.В., Быков В.А., Матвейчук И.В., Лекишвили М.В., Пантелеев В.И., Шутеев С.А. Оптимизация технологий стерилизации и консервации костных имплантатов. – Медицинский альманах, 2013. – №3 (27). – С. 24-25.

ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ В СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ РАДИОХИРУРГИИ И РАДИОТЕРАПИИ

А.В. Белоусов, А.А. Николаева, М.А. Колыванова *

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор А.П. Черняев *

Московский государственный университет

имени М.В. Ломоносова, г. Москва

** Научно-исследовательский институт ядерной физики*

имени Д.В. Скобельцына, г. Москва

Стереотаксическая лучевая терапия играет важнейшую роль в лечении многих нейроонкологических, сосудистых и функциональных заболеваний центральной нервной системы. Облучение может быть важной составляющей комбинированного лечения или единственным возможным методом воздействия на патологический процесс. Совершенствование технологий нейровизуализации и подведения дозы позволяет шире применять ускоренные режимы облучения – радиохирургию и гипофракционирование.[1] Название происходит от греческого «стереотаксис» – «определенное, зафиксированное расположение в пространстве».

Стереотаксическая (иногда говорят стереотактическая) хирургия – это высокоточное облучение очагов поражения. В настоящее время в этом методе существует два варианта распределения дозы во времени: однократное подведение высоких доз к небольшим (обычно до 3 см в максимальном размере) патологическим образованиям – радиохирurgia; фракционирование дозы во времени – радиотерапия (в этом случае могут облучаться очаги большего размера).

В стереотаксическом лечении используется два основных типа ионизирующего излучения: фотонные пучки и протонные пучки. Протонные пучки, хотя и позволяют получать намного лучшее распределение дозы, в настоящее время используются только в США. Это связано с высокой стоимостью лечения и требованием оборудования специализированных дорогостоящих комплексов по протонной лучевой терапии.

Фотонные пучки создаются как множественными источниками (данная технология используется только для СРХ интракраниальных образований), в качестве которых используется ^{60}Co с периодом полураспада примерно 5 лет, так и одиночными источниками – линейными ускорителями электронов. В настоящее время используются следующие устройства: с множественными источниками - Leksell Gamma Knife и Gamma Art 6000; с одинарными источниками большой ряд линейных ускорителей – Axesse, Cyberknife, MHI-TM2000, Novalis (Tx), Oncor Artiste, SynergyS, Tomotherapy Hi-Art, Trilogy, OmniBeam, Primatон.

Leksell Gamma Knife – устройство разработанное специально для стереотаксической радиохирургии интракраниальных образований. Заявленная изготовителем точность составляет 0.3 мм. Столь высокая точность обусловлена статичным расположением источников и сравнительно небольшим расстоянием до изоцентра. Последняя разработка, модель Perfexion (рис. 1), несколько отличается от своих

предшественников. 192 источника ^{60}Co распределены вдоль поверхности цилиндра по пяти concentric окружностям, в отличие от предыдущих моделей, где расстояние от всех источников было фиксировано, в данной конфигурации расстояние источник-изоцентр изменяется от 374 до 433мм. Первичный и вторичный коллиматоры объединены.



Рис. 1. Установка Gamma Knife Perfexion

В настоящее время существует около 300 центров Гамма-Нож во всех развитых странах мира. Наибольшее их число приходится на США (более 100) и Японию (более 50). В России два центра Гамма-Нож: в Москве в НИИНХ им. Н.Н. Бурденко (центр оснащен установкой Leksell Gamma Perfexion) и в Санкт-Петербурге в Международном институте биологических систем (центр оснащен установкой Leksell Gamma Knife 4C).

Роботизированная радиохирургическая система CyberKnife фирмы Accuray – это первый аппарат, специально созданный и оптимизированный для реализации облучения за 1–7 фракций, то есть в режимах радиохирургии и гипофракционирования. Аппарат позволяет воздействовать на мишени любой локализации, как интра- так и экстракраниальные. Установка CyberKnife характеризуется продуманной системой навигации, высокой точностью подведения дозы, возможностью

формирования конформных дозовых распределений с высоким градиентом дозы на границе мишени, что особенно важно вблизи критических структур [1].

Роботизированная радиохирургическая установка CyberKnife включает в себя следующие функциональные компоненты: система осуществления лучевого воздействия; система позиционирования пациента; системы визуализации и слежения за целью; система планирования лечения; система управления данными. На рис. 2 изображена установка для стереотаксической лучевой терапии и радиохирургии CyberKnife.



Рис. 2. Роботизированный манипулятор с линейным ускорителем электронов, процедурный стол, рентгеновские трубки

Система реализации облучения CyberKnife состоит из малогабаритного линейного ускорителя электронов (ЛУЭ) с номинальной

энергией тормозного фотонного излучения – 6 МэВ, установленного на серийном промышленном роботизированном манипуляторе с 6-ю степенями свободы. Манипулятор запрограммирован на движения в пределах имеющегося рабочего пространства с учетом положения оборудования процедурного кабинета и пациента.[1]

Также в настоящее время широкое применение начинает получать новый метод лечения онкологических больных - комбинированное лечение с интраоперационной лучевой терапией (ИОЛТ). Интраоперационная лучевая терапия - специальный, технически сложный метод лечения злокачественных новообразований путем подведения высокой однократной дозы ионизирующего излучения, когда доступ к мишени обеспечивается хирургическим способом. В России во многих клиниках используется оригинальная фотонная радиохирургическая система для контактной интраоперационной лучевой терапии – INTRABEAM(Carl Zeiss AG). В системе INTRABEAM используются низкоэнергетические рентгеновские фотоны для непосредственного воздействия высокой дозы излучения на опухоль или ложе опухоли. Именно эта особенность и обеспечивает локализованную и высокоэффективную терапию.

Литература

1. А.Н. Коновалов, А.В. Голанов, Г.Е. Горлачев и др. Использование роботизированной радиохирургической системы CyberKnife® для лечения нейрохирургических больных / Журнал «Вопросы нейрохирургии имени Н.Н. Бурденко», № 1, 2012.
2. <http://irsa.org/>
3. <http://www accuray.com/>
4. <http://www.varian.com/>
5. <http://www.elekta.com/>

ПОСТРОЕНИЕ АППАРАТНОЙ ФУНКЦИИ ГАММА-КАМЕРЫ ДЛЯ ИДЕНТИФИКАЦИИ АКТИВНОСТЕЙ РФП У ПАЦИЕНТОВ

О.П. Александрова, А.Н. Клёпов*

Научный руководитель: к.ф.-м.н. А.Н. Клёпов*

Обнинский институт атомной энергетики, г. Обнинск

** Научно-производственное предприятие Дионис, г. Обнинск*

При идентификации накопления остеотропного РФП в костных структурах пациента в процессе сканирования их на гамма-камере, в целях дозиметрии РНТ, возникает необходимость компенсации факторов деградации сцинтиграфических изображений, в частности, обусловленных поглощением-рассеянием регистрируемого γ -излучения в теле пациента и блоках детектора. Неучёт факторов деградации может приводить к значительным погрешностям (по данным авторов – до 100%) в величинах определяемых активностей, и, соответственно, в величинах оцениваемых поглощенных доз в костных метастазах и в здоровых критических костных структурах пациентов. Соответствующие поправки учитываются в форме введенных авторами повоксельных факторов рассеяния: факторов накопления и факторов наложения, которые, в свою очередь, рассчитываются по результатам вычисления методом Монте-Карло параметров транспорта γ -излучения в системе «тело пациента – коллиматор гамма-камеры». Для вычисления факторов рассеяния в терминах скоростей отсчета регистрируемых γ -квантов, собираемых в зонах интереса на сцинтиграммах, требуется смоделировать параметры собственной аппаратной функции (САФ) детектора гамма-камеры. На этом пути авторами предложен оригинальный расчётно-экспериментальный метод, позволяющий определять параметры САФ одновременным

использованием как непосредственных экспериментальных данных (данные обработки сцинтиграммы источника излучения – флакона с раствором РФП), так и виртуальных «экспериментальных» данных – рассчитанного методом Монте Карло распределения потоковых характеристик γ -излучения источника, т.н. «коллиматорного изображения».

Обоснования и составляющие предлагаемого метода: 1) моделирование методом Монте-Карло транспорта регистрируемых γ -излучения РФП с ^{153}Sm в системе «эталонный источник (ЭИ) – коллиматор гамма-камеры» и формирования «коллиматорного изображения» ЭИ; 2) получение сцинтиграфического изображения ЭИ с РФП (^{153}Sm -оксабифор активностью 1 мКи в стеклянном флаконе) на моделируемой гамма-камере (Sophy DSX, Франция), рис. 1; 3) для упрощения расчетных соотношений использован факт малости размеров ЭИ по сравнению с размерами детектора; 4) обоснование независимости формы распределения потоков моноэнергетических γ -квантов в рабочей зоне коллиматора в диапазоне селективных энергий, что демонстрируют результаты численных исследований, полученных методом Монте-Карло; 5) обоснование приближенной факторизации функции распределения плотности потоков γ -квантов в рабочей зоне коллиматора на пространственную и энергетическую компоненты; 6) формулировка и численное решение задач идентификации параметров представленной модели САФ с использованием полученных экспериментально-расчетных данных.

Функция скорости отсчетов на сцинтиграмме представляется в общепринятом виде

$$J(\vec{r}) = \int_{\Omega_c} dS_c \int_{E_0-\Delta E}^{E_0+\Delta E} dE \int_0^{E_{\max}} D(\vec{E}, E, \vec{r}, \vec{s}) P(\vec{E}, \vec{s}) d\vec{E} \quad (1)$$

$$D(\vec{E}, E, \vec{r}, \vec{s}) = C_a \cdot \exp\left[-\frac{(\vec{r} - \vec{s})^2}{2[\Sigma_r]^2}\right] \cdot \exp\left[-\frac{(\vec{E} - E)^2}{2[\Sigma_E(E)]^2}\right] \quad (2)$$

– САФ детектора гамма-камеры (сцинтиллятор и электронный блок детектора) моделируется, как принято, произведением гауссианов; $\tilde{E}$ – энергия γ -квантов в рабочей зоне коллиматора; E – энергия γ -кванта, попадающего в заданное энергетическое окно детектора $[E_0 - \Delta E, E_0 + \Delta E]$, $E_0 = 103 \text{ кэВ}$ для ^{153}Sm ; Σ_r , $\Sigma_E(E)$ – дисперсии – пространственная и энергетическая, соответственно; C_a – константа нормировки для САФ; $\vec{r} = (x, z)$, $\vec{s} = (x_c, z_c)$ – векторы двумерных декартовых координат на сцинтиграмме и коллиматоре, соответственно; dS_c – дифференциал поверхности коллиматора; $P(E, \vec{s})$ – распределение потоков γ -квантов в рабочей зоне коллиматора от ЭИ, которое, как показано, хорошо аппроксимируется следующим факторизованным выражением:

$$P(E, \vec{s}) = P_0 \cdot \exp(-\beta \cdot \vec{s}^2) \cdot p(E) \quad (3)$$

где P_0 – искомая амплитуда; $\beta = \frac{1}{2\Sigma_c^2}$ – искомая константа гауссовой аппроксимации по пространственной векторной переменной; $p(E)$ – энергетическая компонента, которая как показано расчетами, может быть «аппроксимирована» δ -функцией Дирака (оценка погрешности аппроксимации здесь подразумевается, конечно, в интегральном смысле). Использование факторизации (3) позволяет разделить интегрирование в (1) на пространственную и энергетическую компоненты, при этом получено:

$$J(\vec{r}) = C_a \cdot P_0 \cdot I(x) \cdot I(z) \cdot I(E_0), \quad (4)$$

где

$$I(x) = \int_{-R}^R \exp\left[-\frac{(x - x_c)^2}{2\Sigma_r^2}\right] \cdot \exp[-\beta x_c^2] dx_c, \quad (5)$$

где $[-R, R]$ – пределы интегрирования по двумерной поверхности коллиматора (в рабочей зоне);

$$I(E_0) = \int_{E_0 - \Delta E}^{E_0 + \Delta E} \left\{ \int_0^{E_0} \exp\left[-\frac{(\varepsilon - E)^2}{2\Sigma_E^2}\right] \cdot p(E) dE \right\} d\varepsilon, \quad (6)$$

Было показано, что для данного ЭИ (имеющего цилиндрическую симметрию) распределение отсчетов на изображении также хорошо аппроксимируется гауссианом. Тогда, вследствие малости размеров ЭИ, и использовании выражений (1-6), следует, что приближенно справедливо следующее равенство

$$J(\vec{r}) \approx J_0 \cdot \exp[-\beta_s \vec{r}^2] \approx C_a \cdot P_0 \cdot I(E_0) \cdot C_I^2 \cdot \exp\left[-\frac{\vec{r}^2}{2\Sigma^2}\right] \quad (7)$$

где искомые параметры аппроксимации: β , P_0 , β_s , J_0 , причем

$$\beta_s = \frac{1}{2\Sigma^2}, \quad \Sigma_r^2 = \frac{1}{2\beta_s} - \Sigma_c^2 \quad (9)$$

Формулировка и решение задач идентификации параметров САФ: искомые параметры $-J_0$, β_s , P_0 , β – определяются путем численной минимизации обобщенного функционала следующего вида:

$$F = \pi_1^{(1)} \cdot \|J_{sc}(\vec{r}) - J(\vec{r})\|_{L_2^h}^2 + \pi_1^{(2)} \cdot \|\Delta_h[J_{sc}(\vec{r}) - J(\vec{r})]\|_{L_2^h}^2 + \pi_2^{(1)} \cdot \|J_{col}(\vec{s}) - J^{MC}(\vec{s})\|_{L_2^h}^2 + \pi_2^{(2)} \cdot \|\Delta_h[J_{col}(\vec{s}) - J^{MC}(\vec{s})]\|_{L_2^h}^2$$

где: $\Delta_h f(\rho) = \frac{f(\rho+h) - f(\rho)}{h}$, Δ_h – разностный оператор; h – шаг сетки в

системах координат сцинтиграммы и коллиматора, соответственно; $J_{sc}(\vec{r})$ – значения скорости счета γ -квантов, собираемые на сцинтиграмме ЭИ попиксельно; $J(\vec{r})$ – соответствующие значения гауссовой аппроксимации функции скорости счёта; $J_{col}(\vec{s})$ – значения плотности потока γ -квантов в рабочей зоне коллиматора, вычисленные методом Монте-Карло; $J^{MC}(\vec{s})$ – соответствующие значения гауссовой аппроксимации пространственной компоненты плотности потока, (3); $\| \dots \|_{L_2^h}$ – евклидова квадратичная норма в конечномерном пространстве для функции двух дискретных аргументов. Численная минимизация функционала производилась методом деформируемых симплексов.

Результаты идентификации: параметры аппроксимаций скоростей отсчета (сцинтиграмма) и потоков γ -квантов (коллиматор) составляют:

$J_0 = 397 \text{ c}^{-1}$, $\beta_s = 0,67 \text{ см}^{-1}$, $P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$, $\beta = 0,72 \text{ см}^{-1}$; собственное пространственное разрешение детектора $r_r = 2\sqrt{2 \ln 2} \Sigma_r = 5,3 \text{ мм}$; значение константы C_a определяется затем из (4). На рис. 2 представлены рассчитанные с использованием найденных параметров аппроксимации распределений скоростей отсчета γ -квантов на сцинтиграмме (рис. 1), а также аппроксимации распределения потоков γ -квантов в рабочей зоне коллиматора; приведены значения скоростей отсчета γ -квантов, собранные на сцинтиграмме ЭИ, а также рассчитанные методом Монте-Карло плотности потоков γ -квантов в рабочей зоне коллиматора.

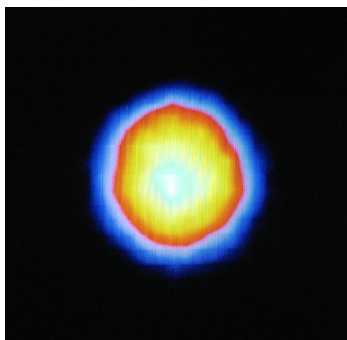


Рис. 1. Сцинтиграмма эталонного источника ^{153}Sm

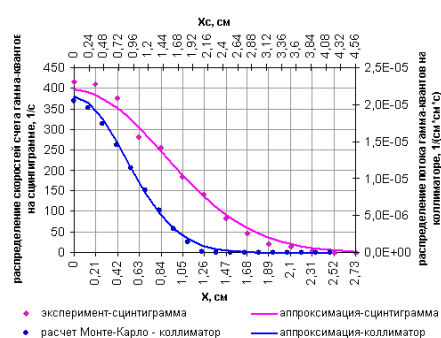


Рис. 2. Результаты идентификации: аппроксимированные распределения скоростей отсчетов и потоков γ -квантов

СТАБИЛОГРАФИЧЕСКАЯ МЕТОДИКА ОТБОРА ГИМНАСТОВ ДЛЯ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ НА ОСНОВЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

О.В. Баулина

Научный руководитель: д.т.н., профессор Т.В. Истомина

Пензенский государственный технологический университет, г. Пенза

Медицина является неотъемлемой частью любого вида спорта и за многие годы даже сложилась отдельная отрасль медицины, такая как

спортивная медицина. Одним из важных разделов спортивной медицины является отбор детей в спортивные секции и ориентация их, исходя из индивидуальных особенностей, на занятия тем или иным видом спорта. Отобрать детей наиболее пригодных в связи с видами спорта является нелегкой и основной задачей спортивного отбора. Так, например, в спортивной гимнастике проводится жесточайший отбор детей. В первую очередь по координационным способностям: каждого ученика тренер, осуществляя непрерывную страховку, «проводит» по всем снарядам, направляя его движения (лидирование) в заданное координационное русло. Координационные способности человека исследуются многочисленными методами. К их числу принадлежит метод стабиллографии — регистрация перемещений проекции общего центра тяжести по площади опоры.

Стабиллография, являясь методом количественного, пространственного и временного анализа устойчивости стояния на сегодняшний день не имеет альтернатив. К достоинствам компьютерной стабиллографии в сравнении со всеми известными методами и средствами съема и оценки показателей процесса поддержания вертикальной позы, широко используемых в технологиях с биологической обратной связью, следует отнести удивительное сочетание таких свойств, как: комфортность и малое время обследования, многофункциональность, высокую информативность, а также простоту реализации метода биологической обратной связи. Играя важную роль в протезостроении, клинике, психологии и физиологии труда, методика стабиллографии (стабиллография - метод регистрации положения центра давления на плоскость опоры) приобрела актуальное значение в измерении и оценке статического и динамического равновесий в спорте. Особенно в тех видах, где умения и навыки сохранения устойчивости при выполнении равновесий различной координационной сложности определяют спортивный результат.

Анализ современного состояния видов спорта со сложной

координацией свидетельствует о недостаточности изучения важных вопросов методологии исследования и оценки биомеханических параметров устойчивости тела спортсмена существуют неиспользованные возможности развития и совершенствование функций и систем организма человека, которые обеспечивают сохранение равновесия тела при выполнении спортивных упражнений со сложной координационной структурой движений. Во многих видах спорта способность сохранять равновесие является важным слагаемым успеха. В спортивной гимнастике под равновесием понимают не фиксацию позы, а согласование в движении. Чтобы гимнастка могла выполнить сложное равновесие, она должна не замереть в принимаемой форме, а наоборот, производить движение с небольшим отклонением от заданной формы равновесия, чтобы пребывать в состоянии равновесия сколько угодно, необходимо не просто хаотически колебаться около принимаемой формы, а производить движения по определенным траекториям.

Стабилографический контроль в рамках комплексного обследования гимнастов позволяет своевременно оценивать функциональную подготовленность спортсменов, проводить коррекцию тренировочного процесса и реабилитационных мероприятий, а также может выступать инструментом селекции на всех этапах спортивной подготовки посредством тренажеров [1]. К таким тренажерам относятся сложные стабилографические игры, выполняемые методом биологической обратной связи (БОС). В этой связи актуальна разработка алгоритмов, определяющих последовательность действий в применении БОС-тренинга гимнастов в зависимости от решаемой задачи. Уделяя особое внимание отбору и ориентации детей младшей возрастной группы и отбору гимнастов в сборные/олимпийские команды, был разработан алгоритм отбора и целенаправленной подготовки гимнастов на различных этапах спортивной подготовки (рис.1).

Из алгоритма видно, что спортивный отбор может быть осуществлен как на первоначальном этапе, так и на определенных этапах многолетней тренировки (от отбора малышей в секцию спортивной гимнастики до комплектации сборной команды мастеров спорта).

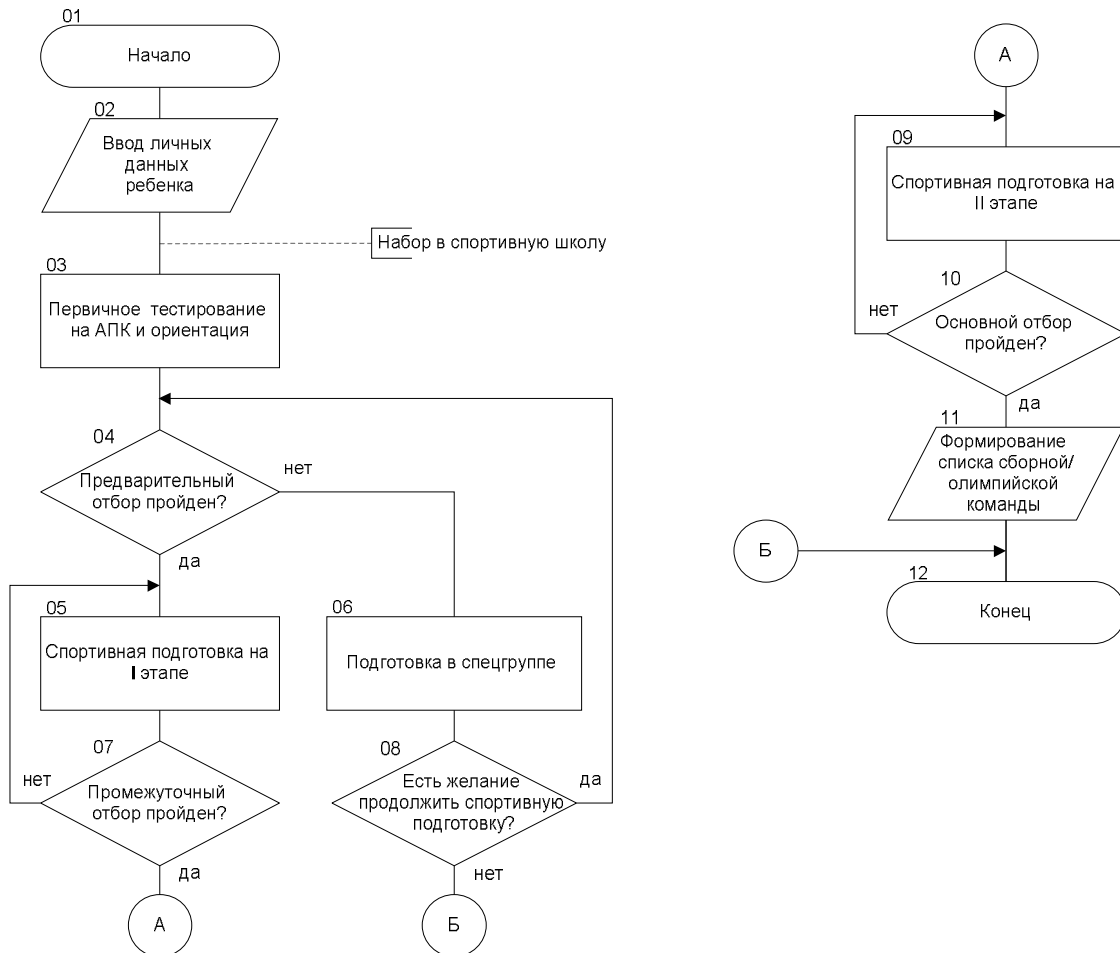


Рис.1. Схема алгоритма селекции гимнастов на различных этапах спортивной подготовки

С каждым годом усовершенствуется медицинское оборудование, а следовательно, появляются новые методики и технологии в спортивной медицине. Одна из таких методик предложена далее, которая позволяет распределить спортсменов по группам и отобрать из общей группы юных гимнастов, подающих олимпийские надежды. Методика разработана с целью дальнейшего создания биотехнической системы на основе

биологической обратной связи, включающей: компьютер, модифицированную стабилотаблицу, мультипараметрическую систему для съема биомедицинской информации, а также визуализаторы для обеспечения биологической обратной связи. Главным требованием к разработке биотехнической системы является ее мобильность, т.к. в спортивной гимнастике спортсмену должна быть обеспечена свобода в движениях.

Этапы методики отбора детей 4-6 лет в секцию спортивной гимнастикой:

1. Набор новичков (детей определенного возраста(4-6лет)), желающих заниматься спортивной гимнастикой, по внешним физическим данным.

2. Исследование функции равновесия и координации движений каждого «избранца» с помощью компьютерного стабилотаблицатора. Для оценки развития равновесных и координационных способностей юных спортсменов предлагается использовать стабилотаблицовый тест Ромберга.

3. При обработке результатов исследования предлагается ввести рейтинговую оценку координационных способностей юных гимнастов. Поэтому следующим этапом методики является сравнение полученных показателей с нормами и зачисление по одному баллу за показатель, не выходящий за рамки нормы, в индивидуальный рейтинг спортсмена.

4. Вывод суммирующей рейтинговой оценки (в баллах) гимнаста.

5. Распределение юных спортсменов по группам по результатам набранных баллов в рейтинге (например, «группа интенсивной подготовки» для перспективных детей с высоким рейтингом, и «группа специальной подготовки» - для более слабых).

6. Для статистической оценки адекватности прогноза успешности отбора юных спортсменов в группу профессиональных спортсменов и

анализа динамики развития функциональных возможностей гимнастов предусмотрено сохранение результатов и их анализа в базу данных [2,3].

Таким образом, методика стабилотграфии имеет перспективу применения в спортивной гимнастике для профессионального отбора гимнастов с целью повышения результативности и мотивации спортсменов, а использование в компьютерной стабилотграфии метода БОС позволит повысить не только эффективность тренировок и профессионализм гимнастов на всех этапах спортивной подготовки, но и максимальную вовлеченность спортсменов в этот вид спорта. Использование методики стабилотграфии для изучения биомеханических параметров функции равновесия тела юных гимнастов на этапе отбора актуально, так как правильная ориентация детей малого возраста в определенный вид спорта определяет дальнейший спортивный результат.

Литература

1. Мистулова Т.Е. Методика стабилотграфии в научно-методическом обеспечении подготовки сборных команд Украины// Вестник спортивной науки.- 2008.- № 4.
2. Истомин В.В., Истомина Т.В., Карамышева Т.В. Применение стабилотметрии в постурологической системе мультидиагностики и реабилитации // Журнал "Биомедицинская радиоэлектроника". - Москва, 2011
3. Baulina O.V. Technique of application of biological feedback on the basis of stabilografiya in gymnastics // Innovative Information Technologies: Materials of the International scientific–practical conference. Part 2. /Ed. Uvaysov S. U.–M.: HSE, 2014, 736 p.

ДВУХВОЛНОВОЙ МЕТОД КОНТРОЛЯ ПРОЦЕССА ГЕМОДИАЛИЗА

О.С. Степанова

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.М. Василевский

*Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» имени В.И.Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург*

Гемодиализ (ГД) – высокотехнологичная процедура, направленная на поддержание жизни пациентов с терминальной стадией хронической почечной недостаточности.

Адекватность (эффективность) процедуры ГД, как правило, оценивается по количеству выведенных за сеанс уремических маркеров, к числу которых относится мочевины, креатинин, мочевая кислота и ряд других компонентов. Лабораторный анализ проб крови до и после процедуры не позволяет осуществлять непрерывный контроль хода процесса ГД в режиме реального времени. Оценить ход диализа позволяет мониторинг содержания в оттекающем диализате элиминированных из крови субстанций низкой молекулярной массы. Наиболее перспективным признается метод мониторинга с использованием ультрафиолетовой (УФ) спектрофотометрии.

В течение продолжительного времени (более трех лет) для группы пациентов, страдающих хронической почечной недостаточностью и получающих лечение диализом, в ходе сеанса ГД из выходных магистралей аппаратов «Искусственная почка» (ИП) отбирались пробы отработанного диализата, которые далее подвергались абсорбционному спектральному анализу в УФ области длин волн 200...350 нм. Было отмечено, что при сохранении общего характера спектрального

поглощения диализата, форма спектров проб для каждого из пациентов имеет индивидуальные особенности, которые наблюдались на протяжении всего периода исследования и наиболее заметно проявлялись в спектральной области 260...350 нм.

Результаты экспериментальных исследований и моделирование формы спектров диализата в области 260..350 нм показали:

- спектральное поглощение диализата в области 285...295 нм в основном обусловлено мочевой кислотой;

- в более коротковолновой области спектральное поглощение диализата обусловлено как мочевой кислотой, так и совокупностью компонентов, в число которых входят триптофан, гиппуровая кислота, псевдоуридин, аденозин и ряд других, в том числе неидентифицированных, компонентов. Концентрация этих компонентов невелика, но их комбинация, условно названная псевдокомпонентом *НК*, связанная, по-видимому, с индивидуальными процессами метаболизма, и определяет форму полосы поглощения диализата в анализируемой области.

- оптимальным для оценки вклада в поглощение псевдокомпонента *НК* является область 260...270 нм, где удельное поглощение мочевой кислоты минимально.

Основываясь на результатах анализа спектрального поглощения проб диализата и результатах математического моделирования, предложен двухволновый метод определения концентрации мочевой кислоты в пробах диализата. В пределах рекомендованных спектральных областей (285...295 нм и 260...270 нм) выделяются два узких (квазимонохроматических) участка, в которых измеряется спектральное поглощение диализата.

Математической основой метода служит закон Бугера–Ламберта–Бера для двухкомпонентной среды:

$$\begin{cases} k_{\lambda_1} = \varepsilon_{\lambda_1}^{UrAc} \cdot C^{UrAc} + \varepsilon_{\lambda_1}^{NK} \cdot C^{NK} \\ k_{\lambda_2} = \varepsilon_{\lambda_2}^{UrAc} \cdot C^{UrAc} + \varepsilon_{\lambda_2}^{NK} \cdot C^{NK} \end{cases},$$

где k_{λ_1} и k_{λ_2} – коэффициенты поглощения на длинах волн λ_1 и λ_2 ; $\varepsilon_{\lambda_1}^{UrAc}$ и $\varepsilon_{\lambda_2}^{UrAc}$ – молярные (удельные) спектральные коэффициенты поглощения мочевой кислоты на длинах волн λ_1 и λ_2 ; $\varepsilon_{\lambda_1}^{NK}$ и $\varepsilon_{\lambda_2}^{NK}$ – удельные спектральные коэффициенты поглощения псевдокомпонента NK на длинах волн λ_1 и λ_2 ; C^{UrAc} и C^{NK} – концентрации мочевой кислоты и псевдокомпонента NK соответственно.

Решение системы уравнений относительно C^{UrAc} позволяет определить концентрацию мочевой кислоты по значениям коэффициентов поглощения на длинах волн λ_1 и λ_2 .

На основе предложенного метода разработана двухволновая система, защищенная патентами на полезную модель [1].

Разработанная двухволновая система обеспечивает автоматизированное измерение коэффициентов пропускания диализной жидкости в диализной магистрали аппарата ИП в узких спектральных интервалах вблизи длин волн 262 нм и 287 нм (рис. 2). Излучение светодиодов **1** направляют на кварцевую проточную кювету **3**, подключенную к диализной магистрали аппарата ИП **9** и фокусируют прошедшее через кювету с диализной жидкостью излучение на фотоприемник **4**. С помощью модуля регистрации **5** электрические сигналы с выхода фотоприемника усиливаются и преобразуются в цифровой код. Модуль управления и обработки данных **6** обеспечивает установку режима регистрации в модуле **5**, управление работой источников излучения с помощью модуля питания источников **2**, регистрацию сигналов фотоприемника, сохранение данных во внутреннем буфере, формирование и передачу данных в модуль обмена данными с

электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина). – заявл. 29.04.2013; опубли. 27.10.2013, Бюл.№30.

2. Степанова, О.С. Биспектральная оптоэлектронная система мониторинга процесса гемодиализа [Текст] / А.М. Василевский, К.А. Вишневский, А.Ю. Земченков, А.В. Комашня, Г.А. Коноплев, О.С. Степанова, А. Фрорип // Биотехносфера. – 2013. – №1. – с. 7-15.

ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ОБОСНОВАНИЯ ВНУТРИСОСУДИСТОЙ БРАХИТЕРАПИИ РАКА ПЕЧЕНИ МИКРОСФЕРАМИ, МЕЧЕННЫМИ ^{90}Y

О.П. Александрова, А.Н. Клёпов^{*}, Е.В. Снигирев^{**}, Ю.А. Кураченко

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Ю.А. Кураченко

Обнинский институт атомной энергетики, г. Обнинск

^{} Научно-производственное предприятие Дионис, г. Обнинск*

*^{**} Физико-энергетический институт, г. Обнинск*

В современной мировой клинической практике БТ весьма широко практикуется введение стеклянных микросфер, меченных изотопом ^{90}Y . Этот изотоп относится к чистым β -излучателям, с энергией излучения до 2,2 МэВ, средней – 930 кэВ, и периодом полураспада – 64 час. Применение ^{90}Y позволяет реализовать достаточно высокие ПД в опухоли при щадящем воздействии на окружающие здоровые ткани. Недостатком является отсутствие у ^{90}Y собственных γ -линий, приемлемых для традиционной визуализации распределения МС в организме пациента на гамма-камере. Как показано в ряде разработок, для эффективной визуализации МС с ^{90}Y распределения МС (вплоть до построения качественных томографических

изображений) в мишенных тканях, в принципе можно использовать тормозное γ -излучение.

Полноценное дозиметрическое обоснование эффективного и безопасного применения брахитерапии с использованием микросферами предполагает: 1) Осуществление адекватного долечебного дозиметрического планирования и последующего дозиметрического контроля (в смысле анализа дозиметрических характеристик облучения мишенных тканей и критических органов пациента) проведения процедуры БТ; 2) дозиметрический анализ (оценка) уровней облучения персонала клиники в процессе подготовки и проведении БТ, выдача рекомендаций по безопасным сценариям и условиям проведения работ. 3) оценку облучения лиц, контактирующих с пациентом после проведения ему брахитерапии (члены семьи, коллеги по работе). Дозиметрическое планирование БТ в «более-менее» корректной постановке по началу предполагает: а) привлечение клинически доступных инструментальных средств визуализации (обычно гамма-камеры в режиме планарного исследования) и использование приемлемых по сложности методик оценки накопления и распределения диагностических МС в организме пациента; б) реализация (как правило, прямой) экстраполяции полученного распределения на случай терапевтических МС, а также вычисление сформировавшегося в результате этой экстраполяции потенциального распределения терапевтических удельных (на единицу активности) ПД в объёме опухоли (опухолей), и в печени в целом; в) задание необходимой величины лечебной ПД в области новообразования, и проверка толерантности облучения здоровой ткани печени и критических органов – по характеристикам экстраполированного распределения МС; г) определение необходимого объёма (количества) вводимых терапевтических МС.

Для оценки потребной терапевтической активности в мировой клинической практике БТ обычно предлагается и повсеместно используются общеизвестная приближённая формула, расчёты по которой, на самом деле, в большинстве случаев (установленных по факту рядом основательных дозиметрических исследований) не обеспечивают необходимой точности. На пути устранения этого недостатка первоначально была разработана и рекомендована в соответствии с MIRD-методологией уточнённая модель, которая позволяет корректно определить ПД для различных очагов сферической формы с равномерным распределением МС в объеме. В последнее время разработано несколько эффективных (но достаточно трудоёмких и требующих высокой медико-физической квалификации) технологий дозиметрического планирования и сопровождения данного вида БТ, включающих прецизионное предтерапевтическое исследование и прецизионный постпроцедурный дозиметрический контроль терапии (в частности, посредством специфической томографии пациентов по данным тормозного спектра γ -излучения ^{90}Y на базе гамма-камеры). При этом, в литературе отсутствуют прикладные, и достаточно простые в использовании, расчётно-инструментальные методы для совместной оценки ПД в опухолях и здоровой ткани печени (имеющих на практике весьма разнообразную форму и массу) и в критических органах, но достаточно корректные, и достаточно удобные для использования специалистами-медфизиками и радиологами «типичной» квалификации.

Целью настоящей разработки являлось создание достаточно гибкого, достаточно универсального, и удобного в пользовании расчётного инструментария, позволяющего эффективно решать поставленные задачи дозиметрического планирования и постпроцедурного контроля БТ. В процессе создания методики дозиметрического сопровождения и планировании БТ с использованием МС в рамках численной технологии

Монте Карло авторами разработаны: 1) модели фантома корпуса тела пациента, фантома печени и модели патологических очагов в ней; модели критических органов дуоденальной области, рис. 1; 2) вспомогательные модели для решения задач транспорта первичного (β^-) и вторичного (тормозного γ -) излучений ^{90}Y в фантомах тела пациента, печени и очагах методом Монте-Карло и модели расчёта полей ПД; вспомогательные модели для решения задач транспорта первичного (β^-) и вторичного (тормозного γ -) излучений ^{90}Y вне фантомов тела пациента и их взаимодействия с защитными барьерами из различных материалов (акрил, свинец, стекло, резина) и модели расчёта полей нормируемых доз облучения персонала в процессе подготовки БТ; 3) модель транспорта первичного (β^-) и вторичного (тормозного γ) -излучений ^{90}Y из транспортной упаковки готовой продукции – фасовки МС с ^{90}Y в свинцовом контейнере и модели расчёта полей нормируемых доз облучения персонала (или населения) вблизи упаковки;

С использованием программных комплексов *MCNPX* и *EGSnrc* (реализующих различные алгоритмы расчёта транспорта излучений методом Монте Карло) проведены расчёты полей β - и тормозного излучений и полей ПД и нормируемых доз: 1) в фантомах печени, патологических очагах разных размеров, ряда прилегающих критических органов дуоденальной области (поджелудочная железа, стенка двенадцатиперстной кишки и желчного пузыря); 2) осуществлена эффективная полиномиально-экспоненциальная аппроксимация пространственных дозовых зависимостей (в радиальной симметрии мишени), позволяющая быстро (с применением простейшей расчётной программы) производить расчёт полей доз для различных мишенных объектов, сконструированных из простейших геометрических тел сферической симметрии; 3) вблизи антропоморфного фантома (сотрудник персонала), и в нём самом – за барьерами из различных материалов – в

процессе подготовки БТ и работы с фасовкой МС; 4) в окрестности транспортного контейнера с фасовкой МС – ^{90}Y (в том числе, на нормируемом расстоянии 1м); 5) вблизи пациента и лиц, контактирующих с ним после выписки, в частности, мощность эквивалентной дозы на расстоянии 1 м от пациента.

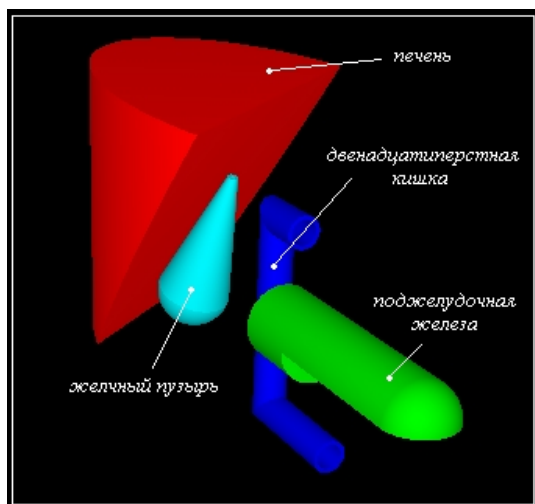


Рис. 1. Моделирован анатомических структур двенадцатиперстной кишки

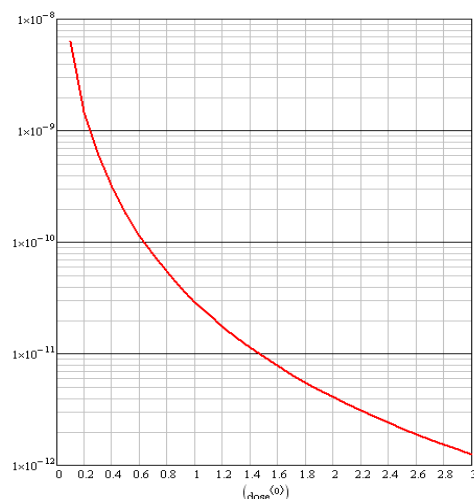


Рис. 2. Средняя ПД (на 1 распад) в опухоли в зависимости от её радиуса

В части результатов получено следующее: 1) оценены объёмы нетолерантно облучаемой здоровой ткани печени для опухолей разного объёма и различной степени накопления МС; 2) установлено, что ПД в критических органах двенадцатиперстной области имеют безопасные значения для принятых уровней накопления активностей ^{90}Y в печени ; 3) рассчитаны годовые нормируемые дозы (эффективные и эквивалентные – на кожу и хрусталик глаза), получаемые близкими пациента, в предположении различных сценариев общения и режимов облучения (общение на расстоянии 10-30 см, 100 см); 4) на основе рассчитанных данных сформулированы рекомендации по безопасным сценариям общения пациента с его близкими; 5) рассчитаны мощности нормируемых доз (эффективных и эквивалентных) в окрестности транспортного

контейнера с фасовкой МС. На рис.2 приведена средняя ПД в опухоли в зависимости от её радиуса.

АЛГОРИТМ СЕЛЕКЦИИ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН ДЛЯ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ОЦЕНКИ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЕМОГЛОБИНОВ КРОВИ

С.И. Сарычева

Научный руководитель: к.т.н., доцент В.Н. Конюхов

*Самарский государственный аэрокосмический университет
имени академика С.П. Королева, г. Самара*

Система крови играет важную роль в поддержании гомеостаза организма при воздействии изменяющихся факторов внешней и внутренней среды, что вызывает необходимость контроля её показателей, в частности клинических. Изменение таких клинических показателей системы крови, как общий гемоглобин, гематокрит, фракционный состав гемоглобинов наблюдается при различных заболеваниях, травмах, при действии лекарственных препаратов, медицинских манипуляциях [1-6].

Основным способом измерения гематокрита, содержания гемоглобина в крови и определения его фракционного состава являются общий и биохимический анализы крови. При выполнении анализов чаще всего определяются производные гемоглобина, образовавшиеся в процессе его окисления и присоединения к гему различных химических групп, приводящих к изменению валентности железа и окраски раствора. Недостатками такого подхода являются возможность инфицирования, длительность анализа, биологическое загрязнение, необходимость в квалифицированных лаборантах, трудность проведения скрининга для

жителей отдаленных районов, невозможность вести непрерывный мониторинг, наличие расходных материалов.

В связи с этим перспективным является разработка аппаратно-программных средств, реализующих метод многоволновой оптической спектрофотометрии и позволяющих неинвазивно определять уровень гематокрита, гемоглобина и его фракционного состава. Оптический метод неинвазивной оценки фракционного состава гемоглобина крови основан на том, что различные фракции имеют максимум поглощения на различных длинах волн. Регистрируя интенсивность оптического излучения прошедшего через участок ткани для разных длин волн можно определить процентное содержание фракций гемоглобина [7] и далее отградуировать канал измерения по результатам биохимического анализа с помощью регрессии для получения абсолютных значений. Для того чтобы выделить компоненты поглощения, связанные только с кровью, необходимо регистрировать переменную составляющую поглощения, обусловленную пульсациями артериальной крови. В этой связи возникает задача селекции пульсовых волн с целью отбраковки артефактов движения, экстрасистол и помех.

Для решения этой задачи была сформирована база сигналов фотоплетизмограмм, полученных с помощью экспериментальной многоволновой системы, разработанной на кафедре лазерных и биотехнических систем Самарского государственного аэрокосмического университета. Сигналы записывались во время предварительной апробации системы в клиниках Самарского государственного медицинского университета. Были получены записи длительностью 1 минута для группы из 150 пациентов с различными патологиями. Анализ базы показал, что наблюдается значительная вариабельность форм пульсовых волн для различных пациентов, присутствие помех и экстрасистол (рис.1).

Селекция пульсовых волн, соответствующих норме, проводилась по следующему алгоритму. На первом этапе вычислялась корреляционная функция между сигналом и прямоугольным паттерном длительностью 100 мс. Далее определялся глобальный максимум полученной корреляционной функции и формировался порог для обнаружителя на уровне 0.5 от найденного максимума. После этого проводилось обнаружение пульсовых волн по критерию превышения корреляционной функцией порога. На этом этапе формировались координаты максимума пульсовой волны. На следующем шаге проводилась сегментация фотоплетизмограммы на пульсовые волны посредством поиска локальных минимумов влево и вправо от максимума пульсовой волны. На заключительном этапе рассчитывался коэффициент корреляции между полученными сегментами и отбирались сегменты с коэффициентом >0.85 .

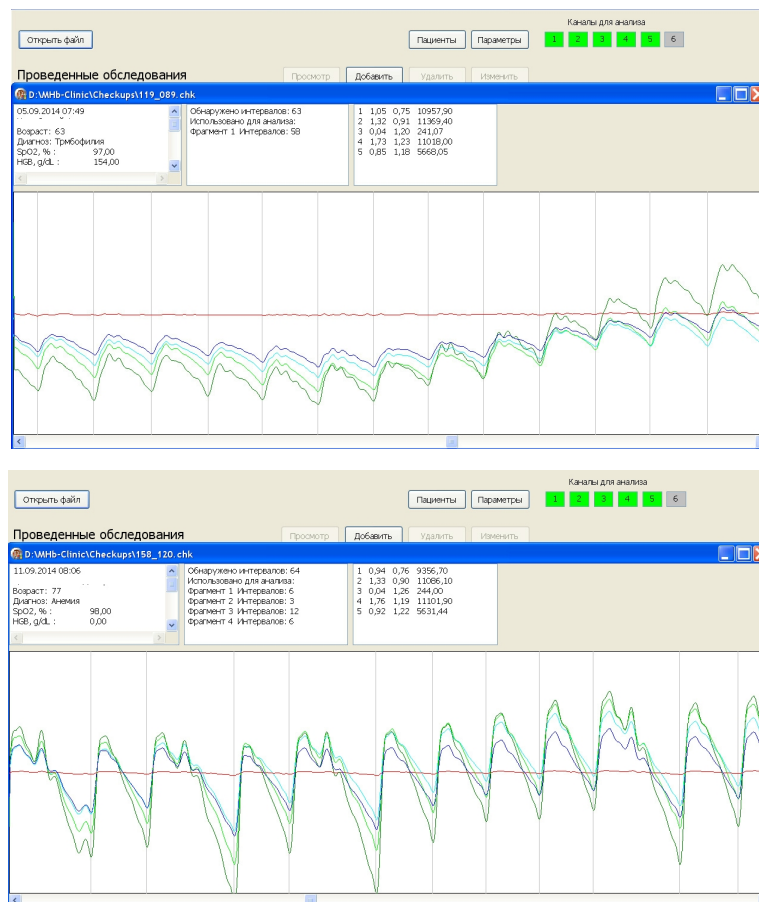


Рис.1. Примеры фотоплетизмограмм у разных пациентов для различных длин волн оптического излучения

Проведенное тестирование предложенного алгоритма на сформированной базе фотоплетизмограмм показало, что ошибка селекции не превышает 5% от количества пульсовых волн исходной записи.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ.

Литература

1. N.A. Zakai, R. Katz, C. Hirsch, M.G. Shlipak, P.H.M. Chaves, A.B. Newman, M. Cushman, A prospective study of anemia status, hemoglobin concentration, and mortality in an elderly cohort, Arch. Intern. Med. 165 (2005) 2214–2220.
2. John Valrotto, Mary Ann Stevenson, Anemia, tumor hypoxemia, and the cancer patient, International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, Volume 63, Issue 1, 1 September 2005, Pages 25–36.
3. L.A. Spacek, M. Griswold, T.C. Quinn, R.D. Moore, Total lymphocyte count and hemoglobin combined in an algorithm to initiate the use of highly active antiretroviral therapy in resource-limited settings, J. Acq. Immun. Def. Synd. 39 (2005) 620–625.
4. S. Zhang, M. Lu, Y. Li, J. Li, L. Shen, A Lower Haemoglobin Level Predicts a Worse Survival of Patients with Advanced Gastric Cancer, Clinical Oncology, Volume 26, Issue 4, April 2014, Pages 239–240.
5. James B. Young, William T. Abraham, Nancy M. Albert, Wendy Gattis Stough, Mihai Gheorghiade, Barry H. Greenberg, Christopher M. O'Connor, Lilin She, Jie Lena Sun, Clyde W. Yancy, Gregg C. Fonarow, Relation of Low Hemoglobin and Anemia to Morbidity and Mortality in Patients Hospitalized With Heart Failure, The American Journal of Cardiology Volume 101, Issue 2, 15 January 2008, Pages 223–230.
6. F.A. Hensley, D.E. Martin, G.P. Gravlee, A Practical Approach to Cardiac Anesthesia, 3rd ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2008, p. 804.

7. Jérôme Aulagnier, Emmanuel Matthieu, Mireille Boisson, Marc Fischler. Non-Invasive Measurement of Hemoglobin: Assessment of Two Different Point-of-Care Technologies. January 06, 2012, DOI: 10.1371/journal.pone.0030065.

МНОГОКАНАЛЬНАЯ БЕСКОНТАКТНАЯ РЕГИСТРАЦИЯ ПРОЦЕССОВ СЕРДЦЕБИЕНИЯ И ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Е.О. Путилин

Научный руководитель: д.т.н., профессор Е.М. Прошин

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В работах [1,2] рассмотрены методы бесконтактной регистрации процессов сердцебиения и дыхания на основе ультразвуковых биений. Однако было выявлено, что наряду с высокой чувствительностью и помехозащищенностью, метод обладает достаточно низкой надежностью, которая очень тесно связана с конкретным положением грудной клетки пациента относительно ультразвуковых преобразователей. В данной работе описан метод повышения надежности бесконтактной регистрации с использованием нескольких ультразвуковых преобразователей, объединенных в матричную структуру.

На рис. 1 представлена структурная схема устройства с использованием матричного ультразвукового датчика.

На схеме представлен матричный датчик с n приемо-передающими преобразователями и $p - n$ преобразователями, работающими только на прием. Принцип регистрации процессов сердцебиения и дыхания в данном устройстве основан на измерении фазового сдвига огибающей сигнала биений, излучаемого ультразвуковым преобразователем. Данный метод

подробно рассматривался в работах [1,2]. Однако отличительной особенностью метода является использование не одного, а матрицы ультразвуковых преобразователей – это вносит некоторые коррективы в принцип работы устройства.

С помощью генератора биений $ГБ$ формируется непрерывный сигнал биений. Данный сигнал через усилители мощности $УМ1 – УМn$ поступает на аналоговые ключи $К1 – Кn$. Ключи открываются на передачу импульсами с формирователя стробов $ФС$. Таким образом непрерывный сигнал биений преобразуется в импульсный. При этом ключи открываются не одновременно, а поочередно, так в один момент времени должен передавать только один ультразвуковой приемопередатчик.

Импульсный сигнал с ключа поступает на ультразвуковой приемопередатчик $УПрП$, где преобразуется в ультразвуковой импульс биений, облучающий грудную клетку пациента. Отразившись от грудной клетки эхо-сигнал принимается всеми элементами ультразвуковой матрицы (как приемными $УПр$, так и приемопередающими $УПрП$). Принятые каждым элементом матрицы эхо-сигналы усиливаются и фильтруются в каналах нормализации $КН1 – КНp$, после чего здесь же выделяются их огибающие.

Сигналы с каналов нормализации поступают на измерители фазового сдвига $ИФС1 – ИФСn$. Принцип измерения фазы в данных блоках аналогичен методу, описанному в работе [2]. Однако фазовый сдвиг регистрируется для каждого приемного канала, в результате чего на выходе получают p значений кодов на данном измерении матричного цикла $\varphi_{i1} – \varphi_{ip}$ (i – номер измерения от 1-го до n). После получения максимального значения фазового сдвига по какому-либо каналу генерируется импульс, инкрементирующий счетчик измерений $СЧi$, который в свою очередь генерирует по одному из каналов открывающий

строб-импульс для следующего ключа и соответствующего ему ультразвукового приемо-передатчика.

Массив полученных кодов $\varphi_{il} - \varphi_{ip}$ подвергается корреляционному анализу в течение нескольких матричных циклов в корреляторах $KOP1$ и $KOP2$. После этого вычисляется единственное значение фазового сдвига для l -го матричного цикла x_l , которое передается на персональный компьютер, где происходит обработка кривой сердцебиения и дыхания.

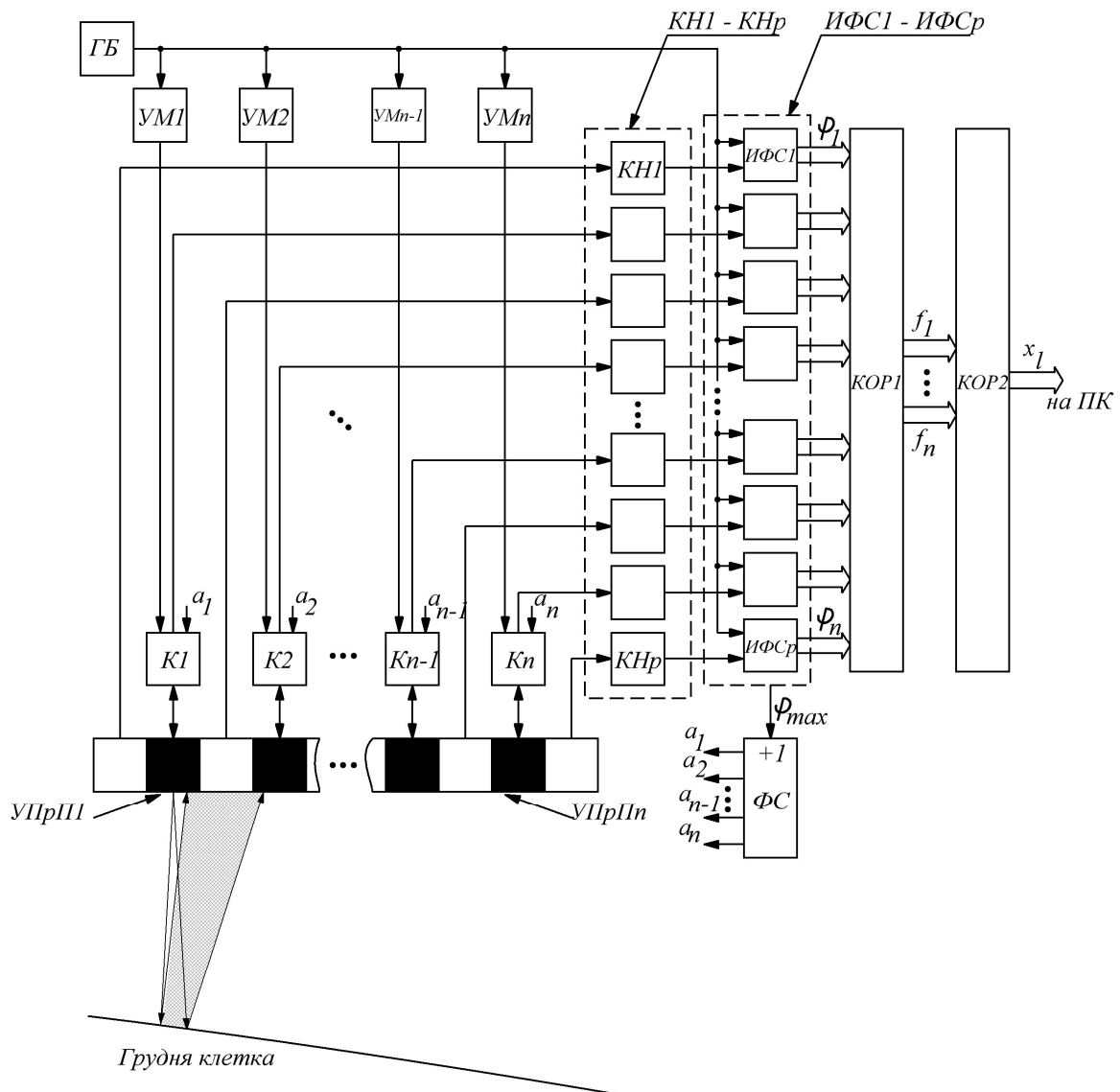


Рис. 1. Структурная схема матричного ультразвукового преобразователя

Более подробно стоит отметить обработку массива значений фазовых сдвигов, которая происходит в корреляторах $KOP1$ и $KOP2$.

Значение истинного фазового сдвига в l -м матричном цикле будет соответствовать точке на кривой сердцебиения и дыхания и находится в соответствии с выражением:

$$x_l = \sum_{i=1}^n w_{li} f_{li}, \quad (1)$$

где w_{li} – весовой коэффициент для i -го измерения в l -м матричном цикле, f_{li} – значение фазы в i -м измерении l -го матричного цикла.

Для получения весовых коэффициентов для l -го матричного цикла сформируем матрицу парных коэффициентов корреляции размерностью $n \times n$:

$$S = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & \cdots & s_{1n} \\ s_{21} & s_{22} & \cdots & s_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s_{n1} & s_{n2} & \cdots & s_{nn} \end{pmatrix}, \quad (2)$$

где s_{xy} – парный коэффициент корреляции между фазовыми сдвигами f_i соответствующих матричных циклов:

$$s_{xy} = \frac{\sum_{k=1}^l ((f_x)_k - \overline{f_x})((f_y)_k - \overline{f_y})}{\sqrt{\sum_{k=1}^l ((f_x)_k - \overline{f_x})^2 \sum_{k=1}^l ((f_y)_k - \overline{f_y})^2}}. \quad (3)$$

где $(f_i)_k$ – фазовый сдвиг на i -м измерении k -го измерительного цикла

матрицы, $\overline{f_i} = \frac{\sum_{k=1}^l (f_i)_k}{l}$ – среднее значение фазового сдвига на i -м

измерении в течение l матричных циклов.

В сформированной матрице S заменяем все элементы с корреляционной связью ниже ε на нули.

Весовые коэффициенты для i -го канала w_{li} находятся в соответствии с выражением:

$$w_{li} = \left(\frac{\frac{n}{\sum_{i=1}^n S_{xi}}}{\sum_{t=1}^n \frac{n}{\sum_{i=1}^n r_{ti}}} \right)_l. \quad (4)$$

После этого вычисляется значение фазового сдвига x_l на l -ем цикле, которое в дальнейшем передаётся на персональный компьютер для обработки, согласно рис. 1.

Многоканальная регистрация процессов сердцебиения и дыхания позволяет сохранить высокие чувствительность и помехозащищенность, присущие методам на основе биений, и существенно увеличить надежность регистрации. При этом использование весовых коэффициентов для вычисления фазовых сдвигов при обработке сигналов с матрицы, а также исключение некоррелированных сигналов позволяет сформировать кривую колебаний грудной клетки, наиболее полно отражающую процессы сердцебиения и дыхания пациента.

Литература

1. Прошин Е.М., Путилин Е.О. Бесконтактный мониторинг дыхания и сердцебиения пациента комплексной хрономагнитотерапии на основе ультразвуковых биений // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. №7. С. 19-28.
2. Путилин Е.О. Ультразвуковые методы бесконтактной регистрации процессов сердцебиения и дыхания пациента комплексной хрономагнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. №7. С. 12-20.

ИОННАЯ ЛИТОГРАФИЯ БЕЗ ЗАЩИТНЫХ ПОКРЫТИЙ

Р.Ю. Богачев, Е.Д. Перинская

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.В. Перинская

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

По своей сути ионная литография, как и другие виды литографии, основана на изменении химической активности облученной поверхности твердых тел. Для усиления этого эффекта применяется предварительное покрытие пластины пленкой резиста, чувствительного к данному излучению, с дальнейшим проявлением резиста и переносом изображения на пластину. В то же время подобные изменения могут осуществляться и при непосредственном облучении пластины, что наиболее характерно для ионно-лучевой обработки материалов.

В соответствии с этим, во-первых, разрабатываются процессы, которые, обладая разрешающей способностью, близкой к рентгеновской литографии, давали бы возможность применения пленок актинорезистов толщиной 1-2 мкм, обеспечивающих относительно малую дефектность. Во-вторых, проводятся исследования по созданию конфигурации элементов ИС непосредственно на пластине полупроводникового материала без применения защитной пленки.

Вопросы практического применения ионной литографии без резистов и защитных покрытий, основанной на непосредственном изменении химической активности твердых тел при ионном облучении, находятся в ранней стадии разработки. Физико-химические особенности нуждаются в дальнейшем теоретическом и экспериментальном изучении.

Предстоит также детализировать ряд важных для технологических применений особенностей наблюдавшихся эффектов, в том числе анизотропию, глубину пассивации, отвесность края травления, пределы устойчивости эффектов по отношению к химическому и сухому травлению. В то же время, вне зависимости от исхода дальнейших исследований, полученные результаты свидетельствуют о значительных преимуществах ионно-лучевой литографии с непосредственным управлением химической активностью металлических покрытий. К их числу относятся:

- высокая разрешающая способность (до 0,04 мкм), достигаемая при использовании как сканирующих, так и проекционных систем;
- резко анизотропный характер травления, позволяющий получать линии с вертикальными или скошенными стенками при наклонном экспонировании и реализовать преимущества жидкостного химического травления (простота, воспроизводимость, производительность);
- чистота проводимого в вакууме литографического процесса и его практически полная совместимость с основными операциями изготовления БИС-ионным травлением и имплантацией примесей в полупроводниковую пластину;
- большая производительность процесса, в силу высокой чувствительности ионорезистов сравнимая с производительностью установок ионного легирования (до 100 пластин/ч);
- возможность использования фото- и электронорезистов в качестве маскирующих покрытий;
- наличие разработанного и сравнительно дешевого ионно-лучевого оборудования.

Аномально сильное изменение химической активности металлов при облучении позволяет рассматривать их как неорганические ионорезисты. Так, фактор растворимости для меди может превышать 10^3 , контрастность составляет 5, экспериментально определенная разрешающая способность

превышает 0,3 мкм. Чувствительность металлических ионорезистов ($>900 \text{ мкКл/см}^2$) может быть повышена до 100 мкКл/см^2 при электрическом управлении процессом очувствления металлов. Таким образом, открывается перспектива отказа от применения специальных резистов и возможность использования в качестве резистов маскирующих покрытий непосредственно элементов БИС[1].

Идеальной схемой ионной литографии с использованием установленных эффектов является экспонирование металлических основ сфокусированным ионным лучом, последующее ионное травление, перемещение подложки в позицию для напыления следующего металлического слоя и повторная литография. В настоящее время этот процесс не реализован из-за несовершенства технологического оборудования, которое, однако, позволяет реализовать ионную литографию в коллимированном ионном потоке с использованием ионошаблонов и последующего жидкостного травления. Так как в этом процессе исключается применение специальных резистов, он может рассматриваться как промежуточный вариант между классическим литографическим процессом и новейшими методами безрезистовой литографии, основанной на непосредственном вытравливании микрорельефа сфокусированным ионным лучом. В качестве ионошаблона может использоваться фоторезистивная маска с окнами, нанесенная на поверхность пластины. Преимущества фотолитографии с ионным экспонированием связаны с уменьшением размеров экспонируемого элемента и улучшением качества травления. Обычно получение элементов, более узких по сравнению с первоначально экспонированной линией, связано с контролируемым сужением (подтравливанием) исходных элементов по принципу самосовмещения. Фотолитография с ионным экспонированием основана на эффекте облучения части незащищенной поверхности металла в окне фоторезиста наклонным

ионным лучом, образующим отличный от нуля ударный угол со стенкой окна. Таким образом, реализуется более технологичная схема углового самосовмещения, позволяющая получать элементы с размерами, по крайней мере, в три раза меньшими размера фотолитографического окна. Это означает, что для получения субмикронных элементов можно использовать фотолитографический процесс с разрешением 1,5-3,0 мкм, применяемый в настоящее время в серийном производстве, и значительно снизить требования к операциям литографии.

Ограничениями предложенного метода является невозможность получения элементов сложной формы и проецирование всех неровностей края фоторезиста на экспонируемый элемент. Эти недостатки устраняются при динамическом экспонировании элементов, при котором осуществляется сложнопериодическое (аналогичное планетарному) вращение пластины с заданным рельефом поверхности либо с жестко закрепленным шаблоном в коллимированном потоке ионов. В этом случае существуют частоты вращения, при которых сравнительно простой рисунок маски позволяет получать на поверхности пластины элементы более сложной формы с уменьшенными размерами. При динамическом экспонировании ослабляется влияние неровностей края маски (разброса высот стенки рельефа), вибраций; улучшается воспроизводимость размеров элемента.

Рядом достоинств обладает ионно-лучевая пассивация металлов: возможность эффективной пассивации покрытий из различных металлов; использование ионов инертной примеси аргона с пробегом менее 0,1 мкм, что обеспечивает минимальное изменение свойств нижележащих областей; низкая плотность тока ионов, предотвращающая разогрев образца выше 100°C; высокая селективность пассивации с использованием защитных покрытий из полимерных органических материалов и накладных масок; простота технологического процесса, состоящего из одной

операции облучения, и его совместимость с другими технологическими операциями при дальнейшем применении металлических покрытий; отсутствие операций высокотемпературной обработки; высокая производительность и воспроизводимость процесса.

Принципиальным условием создания монолитно-интегральной технологии является устранение разрывов технологической цепи и сокращение числа операций совмещения, на которых ожидается основной технологический брак. Дополненное требованием селективности, это условие резко сокращает возможный выбор базовых технологических операций. В настоящее время общепризнано [1], что монолитно-интегральная технология будет основываться на процессах селективной ионной имплантации (создание полупроводниковой структуры), многослойной прецизионной металлизации (электроды и пассивные элементы), субмикронной литографии (топология) и локального травления (создание конструкции МИС).

Использование ионно-лучевых процессов в качестве базового метода монолитно-интегральной технологии позволит устранить ряд проблем изготовления монолитных устройств и обеспечить создание легированных полупроводниковых слоев, ионную литографию, сухое ионное травление, ионную пассивацию и межэлементную изоляцию [2,3]. Существенно, что последовательное применение указанных процессов возможно в едином технологическом цикле путем простого изменения вида, энергии и дозы ионов. Ионная технология эффективно сочетается с вакуумными процессами металлизации и импульсного отжига, что позволяет реализовать как субмикронную ионную литографию, так и полный технологический цикл изготовления монолитных устройств.

Литература

1. Перинская И.В., Перинский В.В., Лясников В.Н. Ионно-лучевая нанотехнология и компоненты СВЧ устройств / И.В. Перинская, В.В. Перинский, В.Н. Лясников. - Саратов: ИЦ «Наука», 2012. - 142 с.
2. Материаловедение в приборостроении. Методы исследования и контроля: справочник инженера-технолога / В.В. Перинский, И.В. Перинская, В.Н. Лясников, Сперанский С.К. Саратов: Изд-во СГТУ, 2013. -Т.1.- 348 с.
3. Физико-технологические особенности ионного легирования монокристаллического и эпитаксиального арсенида галлия для монолитных СВЧ устройств / Б. В. Козейкин [и др.]. – Москва: Изд-во ЦНИИ Электроника, 1993. – 48 с.

МОНИТОРИНГ СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРОВ СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ НА ПРЕДПРИЯТИЯХ МИНЕРАЛЬНО-СЫРЬЕВОГО КОМПЛЕКСА

А.М. Гришина, И.В. Грызунова, Л.М. Кемасьо,

В.А. Ерофеев, В.В. Грызунов

Научный руководитель: д.м.н., профессор В.В. Грызунов

*Национальный минерально-сырьевой
университет «Горный», г. Санкт-Петербург*

Высокая аварийность в отечественной угольной промышленности, сопровождающаяся материальными потерями, предопределила необходимость внедрения интегрированных автоматизированных информационно-измерительных систем для обеспечения безопасности на угольных шахтах [1,2]. В 2011 г. на подконтрольных предприятиях

произошло 13 аварий. При авариях и групповых несчастных случаях пострадал 21 человек, в том числе 11 человек получили смертельные травмы. Общее число смертельно травмированных – 46 человек [1].

На отечественных угледобывающих шахтах используются многофункциональная измерительная система «Granch», на базе которой успешно функционируют системы аэрогазового контроля, автоматизированного управления конвейерным транспортом, шахтным водоотливом, энергоснабжения, наблюдения, оповещения и поиска людей, застигнутых аварией. И вся разнообразная визуальная, аудиальная информация в виде числовых, графических, текстовых, звуковых данных передается на пульт диспетчера, обеспечивая формирование алгоритма действий в экстремальной ситуации. Поэтому специфика профессиональной деятельности оператора автоматизированной системы мониторинга технологических процессов на шахтах, требующая принятия ответственных решений в условиях риска, неопределенности, жесткого дефицита времени и информации, предъявляет высокие требования к личностным ресурсам и психофизиологическим возможностям человека и обуславливает необходимость не только профессионального отбора, подготовки, но и мониторинга надежности функционирования человека-оператора [3]. Недооценка составляющих культуры безопасности приводит к увеличению рисков для здоровья людей. Поэтому культура безопасности становится междисциплинарной научной категорией и входит в правовое поле безопасности жизнедеятельности, в которой первостепенное значение приобретают понятия надежности, неопределенности и риска (рис.1).



Рис.1. Структурная схема взаимоотношений между надежностью и культурой безопасности

Основные элементы культуры безопасности определяют когнитивную составляющую надежности функционирования организма, которая во многом лимитируется психофизиологическими возможностями человека-оператора. Так как в ситуациях неопределенности при жестком лимите времени формируется психофизиологический прессинг на оператора, индуцирующий выбор стратегии личностно-ситуационной формы совладающего поведения, определяющий надежность функционирования организма, которая проявляется не как биостатический параметр, а как ситуационный оптимум функционирования в заданных пределах с последующим восстановлением к исходным параметрам. Ситуативная норма-реакции в ответ на действие внешних факторов сопряжена у человека-оператора с поведенческим паттерном, который формируется на основе копинг-

ресурсов, личностных особенностей и когнитивной оценки ситуации, определяет «цену» адаптации. Результативность совладания с негативной ситуацией зависит от личности субъекта, реальной ситуации и ее оценки личностью. Оперативный контроль за состоянием диспетчера, профессионально связанного с выполнением ответственных задач в различных сферах управления, требует разработки соответствующих дистанционных аппаратно-программных средств мониторинга. Эти автоматизированные системы обеспечивают возможность оперативного контроля за состоянием основных физиологических систем жизнеобеспечения человека в режиме мониторинга, беспроводной передачи информации в условиях помех, формирования базы данных для расчета профессионального риска срыва адаптации, а также обладать высокими отказоустойчивыми характеристиками. Технология дистанционного функционального биоконтроля с обратной связью позволяет реализовать оперативный контроль за функциональным состоянием оператора автоматизированной системы в горнодобывающей промышленности. Непрерывный функциональный мониторинг состояния специалиста операторского профиля, профессионально связанного с выполнением ответственных задач в различных сферах деятельности, реализован на базе адаптивного модуля регистрации электрокардиосигналов. Для беспроводного варианта передачи данных использовали готовый модуль – Bluetooth-адаптер OR-BT20-115.2, предназначенный для создания беспроводного канала связи в подчиненном устройстве на основе UART-протокола и представляет собой законченное решение с интегрированным фильтром питания и планарной антенной. Адаптер OR-BT20-115.2 обеспечивает скорость обмена 115.2 Кбит/с (с микроконтроллером) и принадлежит ко второму классу bluetooth-передатчиков (гарантированная дальность действия – 10-15м). Основные блоки, входящие в автоматизированный комплекс:

предварительный усилитель, частотно-селективный усилитель в полосе R-зубцов электрокардиосигнала, аппаратный выделитель R-зубцов электрокардиосигналов, частотно-селективный усилитель, аналого-цифровой преобразователь, микроконтроллер, гальваническая развязка, блоки формирования данных для персонального компьютера и индикации включения и питания. Информационная система, позволяющая формировать базу данных, развёрнута на основе SQL Server Compact Edition 4.0., что обеспечивает непрерывный контроль за состоянием оператора.

Таким образом, применение системы дистанционного функционального мониторинга состояния оператора автоматизированной системы позволяет снизить риск развития дезадаптивной формы совладающего поведения и уменьшить вероятность развития техногенной аварии.

Литература

- 1.Саркисов А.А. Феномен восприятия общественным сознанием опасности, связанной с ядерной энергетикой// Научно-технические ведомости СПбГПУ.-2012. – Т.2,Вып.3(154). – С.9-21.
- 2.Шатиров С.В., Васильев В.В. Меры предупреждения обрушений пород в горных выработках угольных шахт//Безопасность труда в промышленности. – 2014. - №1.- С.26-28.
- 3.Грызунов В.В. Надежность – интегративная характеристика живой системы// Научные исследования и инновационная деятельность: Материалы научно-практической конференции.- СПбГПУ, 2008.- С.147-152.

БИОТЕХНОЛОГИЧЕСКОЕ ФОРМИРОВАНИЕ НАНОЧАСТИЦ СЕЛЕНА

Т.С. Ситникова, Я.Б. Древко, А.М. Буров*

Научный руководитель: д.х.н., профессор Б.И. Древко

Саратовский государственный аграрный университет

имени Н.И. Вавилова, г. Саратов

**Институт биохимии и физиологии растений*

и микроорганизмов, г. Саратов

Известно, что ветеринарный препарат ДАФС-25 (диацетофенилселенид) может применяться не только для восполнения дефицита селена в организме человека и животных, но и как добавка к различным продуктам питания, часто включающим в свой состав микроорганизмы. Однако исследования о продуктах взаимодействия препарата ДАФС-25 с микроорганизмами изучены недостаточно, что может привести к тяжелым последствиям, так как продукты биотехнологической переработки препарата могут обладать высокой токсичностью [1,2].

Для установления продуктов взаимодействия указанного соединения с модельными микроорганизмами, в качестве объектов исследования нами были выбраны препарат ДАФС-25 и *Saccharomyces cerevisiae* в различных питательных средах таких, как: среда RPMI-1640 и молоко Волжские просторы 2,5%.

Для первого эксперимента было взято 150 мл RPMI-1640; 1,5 мл спиртового раствора ДАФС-25 в концентрации 16 мг/мл и 0,75 г *Saccharomyces cerevisiae*. Через 30 минут проводили экстракцию 50 мл

бензола и бензольные вытяжки сушили в течении 2 часов (безводный сульфат натрия).

Методом ГХ/МС установлено образование ацетофенона, который отсутствовал при анализе данной среды с *Saccharomyces cerevisiae* без ДАФС-25, что позволяет сделать вывод об образовании данного соединения в результате биотехнологического восстановления препарата.

Методом ВЭЖХ с УФ детектором установлено, что через 30 мин. концентрация ДАФС-25 понизилась до 13% от первоначальной.

При исследовании бензольных вытяжек на просвечивающем электронном микроскопе Zeiss марки Libra 120, установлено образование нано (рис. 1) и микрочастиц (рис. 2), содержащих селен.

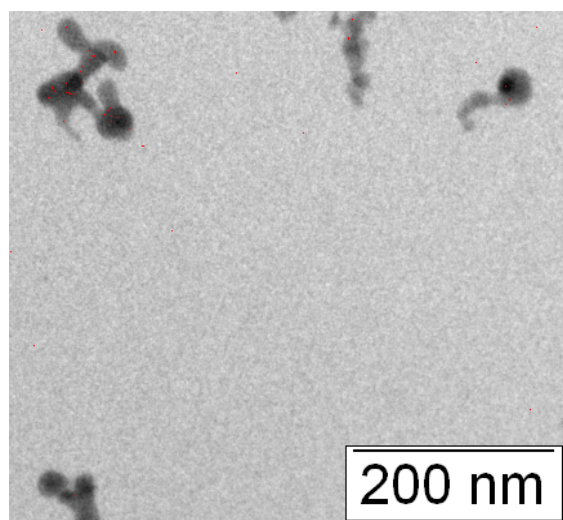


Рис. 1. Образование наночастиц

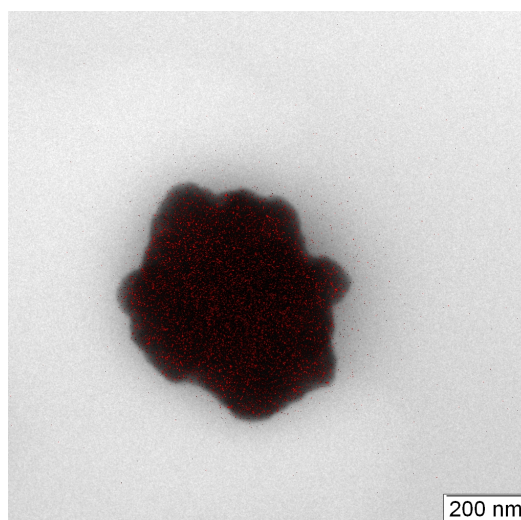


Рис. 2. Образование микрочастиц

Установлено, что ДАФС-25 под воздействием *Saccharomyces cerevisiae* в среде RPMI-1640 преобразуется в наночастицы селена размером 15-50 нм и микрочастицы размером ~ 500 нм. В качестве восстановленного органического остатка образовывался ацетофенон.

Для установления влияния на преобразование ДАФС-25 *Saccharomyces cerevisiae* была заменена питательная среда RPMI-1640 на молоко (2,5% Волжские просторы). Это позволяет исключить влияние питательной среды на процесс преобразования ДАФС-25 в частицы селена

и ацетофенон. При анализе бензольных вытяжек методом ГХ/МС установлено, что в молоке уже через 30 минут данный препарат был переработан микроорганизмами в ацетофенон (рис 3,4).

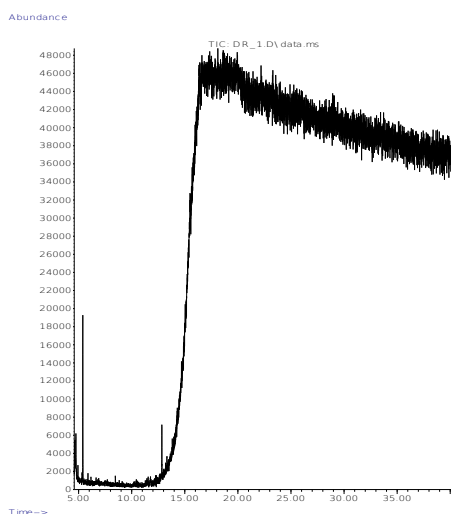


Рис.3. Хроматограмма бензольных вытяжек из молочной среды с ДАФС-25 после 30 минут брожения

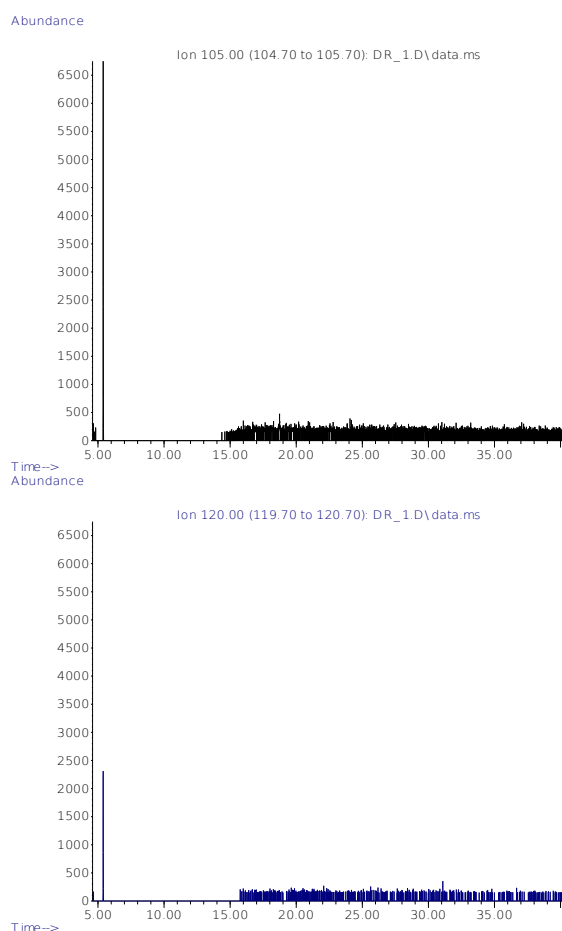


Рис.4. Хроматограммы на основе молекулярных ионов с $m/z = 105, 120$ бензольных вытяжек из молочной среды с ДАФС-25 после 30 минут брожения

При исследовании бензольных вытяжек на просвечивающем электронном микроскопе Zeiss марки Libra 120, установлено образование наночастиц (рис. 5) и микро (рис. 6), содержащих селен.

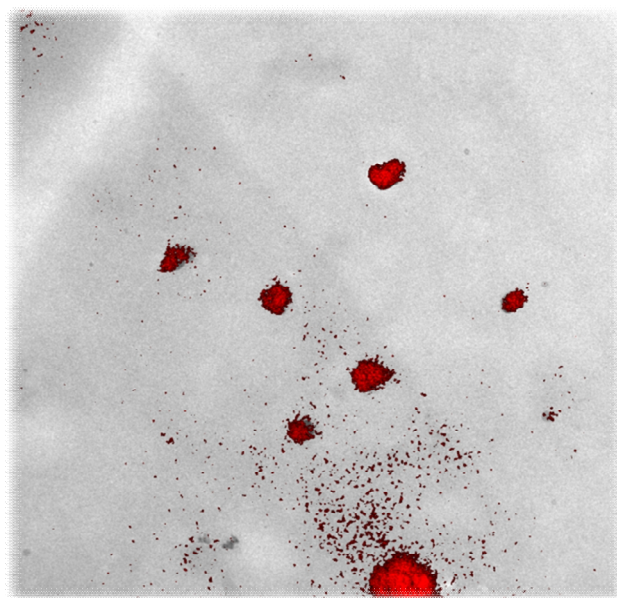


Рис.5. образование наночастиц

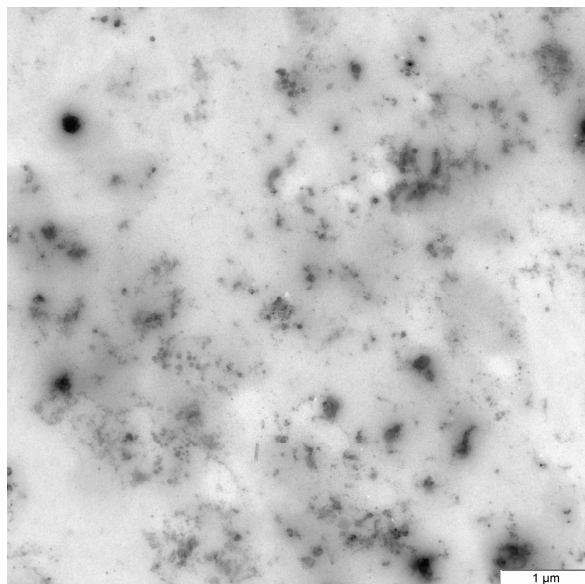


Рис.6. образование микрочастиц

Установлено, что продуктом переработки ДАФС-25, является ацетофенон. А результаты электронной микроскопии позволяют сделать вывод, что вторым продуктом переработки являются нано- и микрочастицы селена.

Литература

1. Рег. Уд. № 002744. (9-фенил-симмоктагидроселеноксантен сырье для производства биологически активных добавок к пище).
2. Рег. Уд. № 05/07/1294 (Селенобел)

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ЭФФЕКТИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЯ РАЗВИТИЯ ЗУБОВ

П.В. Никифоров, А.В. Гоголева

Научный руководитель: к.м.н., доцент Д.Е. Суетенков

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

В последнее время больше внимания стали уделять вопросам повышению эффективности диагностики зубочелюстно-лицевых аномалий, повышения ее качества и надежности, разработке методов, ускоряющих ортодонтическое лечение и позволяющих достигнуть устойчивых результатов.

Аномалии зубов – разнородная группа врожденных или приобретенных нарушений отдельных зубов, влияющих на нормальное функционирование зубочелюстной системы. Согласно имеющимся в стоматологии сведениям, различные аномалии зубов встречаются у 40-50 % детей и подростков и 30 % (по данным некоторых авторов - у 70-80%) взрослых [1]. В норме каждому зубу присущи определенные характеристики (анатомическая форма, величина и др.), которые определяются периодом формирования прикуса и местом зубной единицы в зубном ряду. Отклонения от физиологической нормы в количестве, размерах, форме, цвете, положении, сроках прорезывания, структуре твердых тканей расцениваются как аномалии зубов. Аномалии зубов требуют специализированного, порой длительного и многоэтапного, терапевтического, хирургического, ортодонтического, ортопедического лечения. К аномалиям отдельных зубов относятся:

К00 Нарушения развития и прорезывания зубов

Исключено: ретинированные и импактные зубы (K01.-)

K00.0 Адентия

K00.1 Сверхкомплектные зубы

K00.2 Аномалии размеров и формы зубов

Сращение, слияние зубов, зуб в зубе, инвагинация зубов, эмалевые жемчужины, макродентия, микродентия, копьевидные [конические] зубы, "Бычий зуб", парамоллярные добавочные бугорки.

Исключено: бугорковая аномалия Карабелли, рассматриваемая как вариант нормы и не подлежащая кодированию

K00.3 Крапчатые зубы

Флюороз зубов, крапчатость эмали, нефлюорозное потемнение эмали.

Исключено: отложения [наросты] на зубах (K03.6)

K00.4 Нарушения формирования зубов

Аплазия и гипоплазия цемента, трещины эмали, гипоплазия эмали (неонатальная, посленатальная, пренатальная), региональная одонтодисплазия, зубы Тернера.

Исключено: крапчатые зубы (K00.3), резцы Гетчинсона и моляры в виде тутовых ягод при врожденном сифилисе (A50.5)

K00.5 Наследственные нарушения структуры зуба, не классифицированные в других рубриках

Аномалии эмали, дентина, недоразвитие зуба, дисплазия дентина, раковинные зубы.

K00.6 Нарушения прорезывания зубов

Раннее или позднее прорезывание

K00.7 Синдром прорезывания зубов

K00.8 Другие нарушения развития зубов

K00.9 Нарушение развития зубов неуточненное

K01 Ретинированные и импактные зубы

Исключено: ретинированные и импактные зубы с неправильным положением их или соседних зубов (K07.3)

K01.0 Ретинированные зубы

K01.1 Импактные зубы

K07.3 Аномалии положения зубов

Дистопия или наклоны отдельных зубов (вестибулярные, оральные, мезиальные, дистальные, инфраокклюзия, супраокклюзия; диастема, тремы; транспозиция; торто-аномалии; тесное положение).[2]

Цель работы – определение наиболее оптимальных методов исследования для выявления различных аномалий зубов.

Основными задачами в диагностике аномалий отдельных зубов являются:

- Максимально раннее их выявление
- Точная диагностика
- Удобные способы визуализации

Выяснение этиологии аномалий зубов может потребовать консультативного участия различных специалистов, таких как врач-генетик, эндокринолог, оториноларинголог, педиатр. Непосредственная диагностика и лечение аномалий зубов проводится врачами-стоматологами разных профилей: терапевтов, пародонтологов, ортодонт, ортопедов, хирургов, имплантологов [3].

Обследование должно включать следующие элементы:

- 1) анамнез и внешний осмотр пациента,
- 2) внеротовое обследование,
- 3) внутриротовое обследование,
- 4) дополнительные (вспомогательные) методы обследования.

К дополнительным методам исследования относятся анализ диагностических моделей, дентальная радиология, микроскопия, 3D-ультразвуковая диагностика [4].

Визуализация в медицине при обследовании пациентов играет центральную роль. Для уточнения аномалии зубов мы можем провести диагностику *in vivo* или *in vitro*. Диагностика методом *In vivo* проводится с помощью дентальной радиологии. Современная лучевая диагностика переживает период интенсивного развития, обусловленного бурным техническим ростом, появлением и развитием принципиально новых средств визуализации и интроскопии. В течение последних лет в широкую клиническую практику вошли такие принципиально новые методы лучевой диагностики, как рентгеновская компьютерная томография, магнитный резонанс, позитронная эмиссионная томография и ряд других методов исследования. Эти методы не только заняли свою основную нишу в диагностическом комплексе, но и не потеснили, в ряде случаев, традиционные рентгеновские методы исследования. Таким образом, рентгеновский метод и сегодня остается основным методом визуализации органов и структур человеческого организма и выявления патологических изменений. При помощи компьютерных технологий его диагностические возможности значительно обогатились: появились рентгеновская компьютерная томография, спиральная КТ. Вместе с тем существуют и альтернативные методы визуализации, не использующие в своей основе рентгеновское излучение - с помощью магнитно-резонансной томографии удастся получать даже более информативные, чем при КТ, изображения различных органов и тканей.

В зависимости от того, какие физические явления положены в основу получения изображения, лучевая диагностика подразделяется на следующие разделы:

1. Рентгенодиагностика - основана на поглощении тканями рентгеновских лучей;

2. Ультразвуковая диагностика - основана на отражении пучка направленных ультразвуковых волн в тканях в направлении датчика [5];

3. Радионуклидная диагностика - основана на испускании гамма-излучения радиоактивными изотопами, накапливающимися в тканях;

4. Магнитно-резонансная диагностика - основана на испускании радиочастотного излучения, возникающего при возбуждении непарных ядер атомов в магнитном поле;

5. Инфракрасная диагностика - основана на самопроизвольном испускании тканями инфракрасного излучения [6].

Рентгенологические методы исследований занимают особое положение в диагностике заболеваний ЗЧС по причинам широкой распространенности и возможности бескровным методом определить вид аномалии. Прицельная рентгенография позволяет распознать лишь некоторые виды аномалий, в отличие от ОПТГ, КТ, МРТ, которые, в свою очередь, дают более развернутое представление о данной клинической ситуации.

Поэтому в стоматологической практике наряду с прицельной рентгенографией все чаще используют ортопантомографию, позволяющую получить одномоментное изображение костных структур верхней и нижней челюстей. Эта методика обеспечивает высокую скорость и простоту проведения самой процедуры, значительно снижает лучевую нагрузку на пациентов.

Однако степень увеличения изображения на ортопантомограммах в центральных и боковых отделах челюстей неодинакова. Аппараты различной конструкции дают искажение в пределах от 7 до 32 %, при этом по вертикали объекты съемки увеличиваются значительно меньше, чем по горизонтали. На изображении исследуемого объекта имеет место не только увеличение, но и деформация анатомических структур.

Более современным и объективным методом получения объемного изображения костной структуры является компьютерная томография [7]. Этот метод основан на компьютерной обработке рентгенологических

данных и неравномерной поглощающей способности тканей при прохождении через них сканирующего пучка рентгеновских лучей. К преимуществам компьютерной томографии можно отнести денситометрическое обследование изучаемого объекта, получение двух- и трехмерного изображения [8]. Сравнение данных КТ и ортопантомографии показало, что объемное изображение значительно объективизирует рентгенологическую картину при аномалиях зубов.

3D-ультразвуковая диагностика - это высокоинформативный, абсолютно безопасный и безболезненный метод исследования, который легко переносится любыми пациентами, как взрослыми, так и детьми. УЗИ часто является решающим аргументом при постановке диагноза и выборе тактики лечения многих заболеваний.

Диагностика УЗИ позволяет:

- Распознать заболевание на ранних стадиях развития, когда ещё нет жалоб, что крайне важно.
- Установить диагноз при неясной клинической картине.
- Вовремя назначить лечение.
- Контролировать ход лечения и его результаты.

Наличие трех самых современных ультразвуковых сканеров позволяет пациенту выбрать необходимый ему уровень точности исследования.

Преимущества аппарата:

- Высочайшая разрешающая способность;
- Новые технологии формирования трехмерного изображения;
- Ультразвуковая томография;
- Возможность работы с полученными данными обследования без пациента;
- Сохранение изображения на различные носители.

При методе *in vitro* возможно использование микроскопа. Электронная микроскопия (э. м.)- способ увеличения изображений микрообъектов с помощью пучка ускоренных электронов. различают э. м. просвечивающую, растровую, эмиссионную, отражательную, зеркальную, теневую и др. Для решения ряда специальных задач служат разнообразные, но менее распространенные типы электронных микроскопов. Отражательный микроскоп имеет повышенную чувствительность контраста изображения к тонким деталям микро-рельефа при этом исключается контраст по напряжению, что позволяет разделить эти эффекты. Теневая микроскопия применяется для исследования деталей топографии поверхности с разрешением до нескольких десятков нанометров. Эмиссионный микроскоп дает возможность исследовать поверхность твердого тела в широком интервале температур при этом извлекаются данные о коэффициентах вторичной электронной и ионно-электронной эмиссий. С помощью эмиссионной микроскопии изучают изменение характеристик вещества при фазовых переходах, кинетику твердофазных реакций и другие процессы. За счет увеличения небольшие тени правильно диагностируются и помимо кариеса, нависающих краев, микротрещин или перелома становятся видимыми такие заболевания как гипоплазия, эмалевые жемчужины и тд.

Таким образом на основе проведенного нами исследования можно сделать вывод, что наиболее информативным методом диагностики различных аномалий зубов является компьютерная томография, за счет своей доступности, относительно низкой лучевой нагрузки, хорошей визуализации. КТ позволяет диагностировать все виды аномалий отдельных зубов.

Литература

1. Линденбратен Л.Д. Медицинская радиология и рентгенология./ Линденбратен Л.Д., Королюк И.П. – М. Медицина, 1993. – С. 438-504.
2. Международная классификация болезней 10-го пересмотра (МКБ-10)МКБ-10/XI БОЛЕЗНИ ОРГАНОВ ПИЩЕВАРЕНИЯ K00-K93)/K00-K04 Болезни полости рта, слюнных желез и челюстей
3. J.J.Pindborg dr.odont.professor of oral pathology^Pathology of the dental hard tissues//Munkgaard.Copengagen.-1970.-P.77-138
4. Клиническая стоматология/ Под. ред.И.Дж.Чест-К49 натта, Дж.Тибсона. Пер. с англ. под общ. ред. А.Г.Притыко.-М.:МЕдпресс-информ,2004.-С.29-56.
5. Новый метод 3D-ультразвуковой диагностики: возможности применения в стоматологии/Суетенков Д.Е., Усачев В.В., Бахрах Л.П., Сучков С.Г. // «Саратовский научно-медицинский журнал». -2006, - №3(13), -С. 70-73.
6. Рабухина Н.А. Рентгенодиагностика в стоматологии / Н.А. Рабухина, А.П. Аржанцев. – М.: ООО “Мед. информ. агентство”, 1999. – 452 с.
7. Компьютерная томография в диагностике заболеваний головы и шеи / А.Г. Приходько, Ю.П. Ефимцев, В.В. Баженов и др. // Вестн. рентгенологии и радиологии. – 1991. – № 4. – С.38–43.
8. Bergstedt H. Zonarc: a new unit for X-raytomography of the skull and cervical spine / H. Bergstedt, M. Heverling // Electromedica. - 1985. – Vol. 53, № 4. - P. 168-173.

СПОСОБЫ ПОВЕРХНОСТНОГО УПРОЧНЕНИЯ И СТАБИЛИЗАЦИЯ ДЕТАЛЕЙ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В МЕДИЦИНЕ

Н.В. Григорьева, М.М. Журавлев, О.П. Решетникова
Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Королев

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

В современной медицине значительно возрос уровень требований, предъявляемых к новым медицинским приборам и технике. К ним относятся: низкий уровень шума, долговечность работы, низкая себестоимость и др. Для выполнения подобных требований, а также для повышения эксплуатационной надежности необходимо совершенствовать технологии изготовления отдельных нагруженных деталей, за счет применения современных методов их обработки.

Операцию упрочнения обычно выполняют на дробеметной установке с последующим низкотемпературным отпуском. Но при дробеструйной обработке на поверхности образуются высокие напряжения, которые при отпуске приводят к сильной деформации деталей. Деформацию удаляют правкой и последующим шлифованием, после которого опять повторяют дробеструйную обработку и отпуск. В результате этого трудоемкость изготовления таких деталей очень велика, что требует поиска более совершенной технологии.

В настоящее время предложено множество способов для поверхностного упрочнения. На практике применяют следующие способы:

- 1 дробеметный;
- 2 дробеструйный;
- 3 накатка роликами;

4 плазменный;

5 лазерный.

Целью дробеметного упрочнения является создание остаточных сжимающих напряжений для повышения усталостной прочности, снижения искажения формы после других производственных процессов и/или формирования и изменения кривизны [1]

Дробеметные установки (рис.1) активно используются для подготовки поверхностей к нанесению покрытий (предпокрасочные операции), удаления старых покрытий, а также коррозии и грязи.

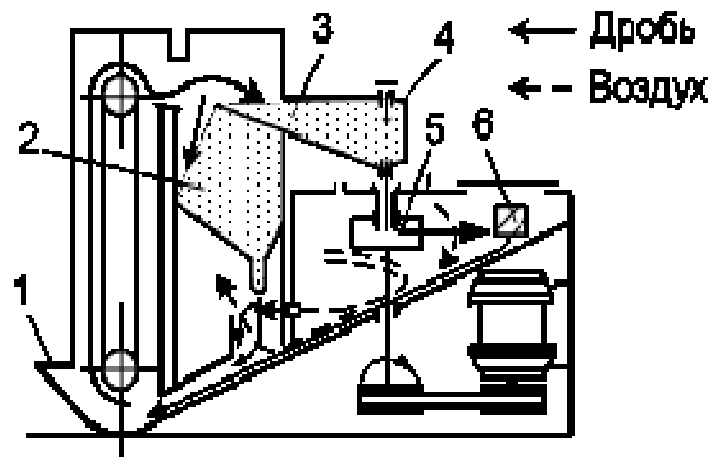


Рис.1. Схема дробеметной установки

Назначение дробеметной обработки в условиях единичного и массового производства:

- удаление ржавчины;
- удаление окалины;
- удаление формовочных масс;
- удаление лакокрасочных покрытий;
- подготовка поверхности под покраску;
- микроковка (наклеп) - поверхностное упрочнение;
- создание декоративного внешнего вида.

Дробеметная и дробеструйная обработка – это процессы холодной обработки металла, суть которых заключается в бомбардировании поверхности металла небольшими шарообразными частичками. Каждый удар дроби вызывает деформацию поверхности металла (т. е. оставляет на нем микроскопический след). Под обработанной поверхностью формируется слой с высокими сжимающими напряжениями, тем самым изделия, прошедшие дробеметную обработку надежно защищены от возникновения и зарождения трещин. Поскольку дробь, воздействуя на металл, образует на его поверхности равномерный слой с высоким напряжением, дробеметная (как и дробеструйная) обработка поверхности металла способствует значительному увеличению долговечности металлического изделия, уменьшают риск возникновения усталостных повреждений, коррозионного разрушения и коррозионно-механического растрескивания, а также риск некоторых других повреждений металла.

Кроме защиты металла, дробеструйная или дробеметная обработка также позволяют придать ему некоторые свойства – например, необходимую аэродинамичность, что активно используется в настоящее время [2].

Накатка роликами, как и дробеструйная обработка, относится к способу упрочнения, в основе которого лежит холодная пластическая деформация поверхностного слоя материала детали (наклёп). В результате осуществления этого процесса увеличивается усталостная прочность, твёрдость и износостойкость детали.

Накатке могут подлежать детали цилиндрической, плоской и даже более сложной формы. Находят применение одно, двух и трёхроликовые схемы накатки (рис. 2).

Однороликовая накатка (рис. 2 а) применяется для деталей жёсткой конструкции. Двухроликовая накатка (рис. 2 б) не имеет этих недостатков,

однако деталь должна быть достаточно жёсткой чтобы не изогнуться. Трёхроликовая накатка (рис. 2 в) применяется для нежёстких деталей [3].

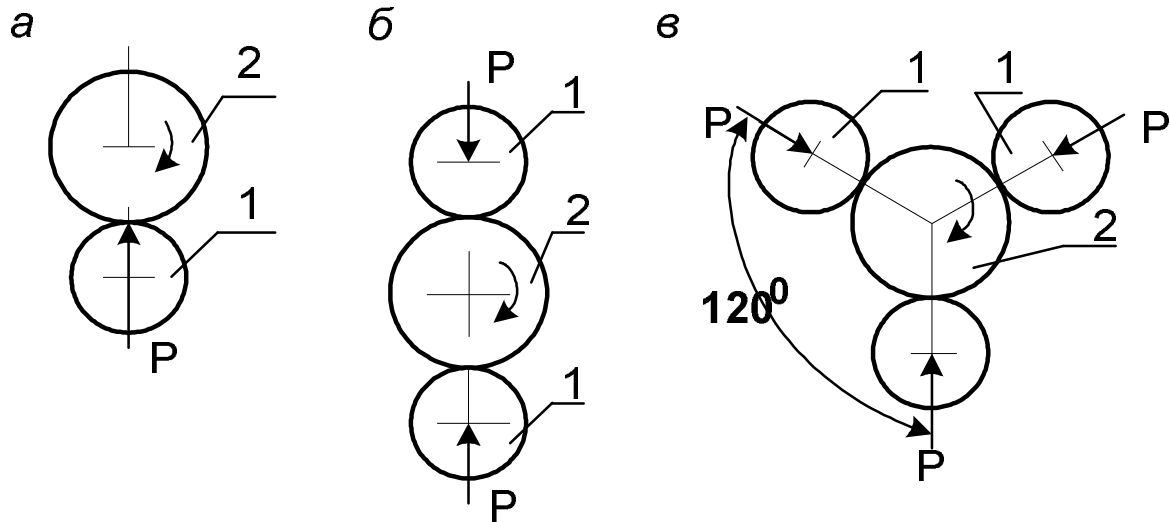


Рис.2. Схемы накатки: 1 – накатные ролики; 2 – деталь

Плазменное поверхностное упрочнение может найти широкое применение как в условиях мелкосерийного и единичного (в том числе ремонтного), так и крупносерийного и массового производства. Сущность его заключается в термических фазовых и структурных превращениях, происходящих при быстром концентрированном нагреве рабочей поверхности детали плазменной струей (дугой) и теплоотводе в материал детали.

Для генерирования плазменного источника нагрева целесообразно использовать плазматроны с открытой дугой или прямого действия (положительный заряд подается на упрочняемую деталь) и плазматроны с замкнутой дугой или косвенного действия (отрицательный и положительный заряды подаются на детали плазматрона - соответственно катод и анод) [4].

Лазерная закалка – перспективный метод упрочнения сложных стальных и чугунных деталей, долговечность которых лимитируется

износостойкостью и усталостной прочностью, когда их упрочнение другими методами затруднено.

При этой закалке на поверхность детали направляется сфокусированный линзой в точку луч лазера. Высокая концентрация световой энергии на малой площади поверхности приводит к резкому повышению температуры металла (выше критических точек). За счет постоянного перемещения лазерного луча время нагрева отдельного участка поверхности исчисляется несколькими долями секунды. Таким образом, в следующий момент времени нагретый участок начинает быстро охлаждаться за счет отвода тепла в холодные слои детали – происходит закалка нагретого участка поверхности детали [5].

Анализ современных способов и технических средств, применяемых при поверхностном упрочнении, в том числе анализ работ ученых, представляющих научную школу Саратовского государственного технического университета имени Гагарина Ю.А., в том числе работы В.Н. Лясникова, В.В. Перинского, С.К. Сперанского, Б.М. Бржозовского, В.В. Мартынова, также рассмотрены работы отечественных и зарубежных ученых таких, как В.Н. Дубняка, А.Г. Григорьянца, А.Н. Сафонова, Н.Н. Рыкалина, В.С. Коваленко, В.Я. Панченко, L.W. Carloy, J. Nam, D.Q. Payne, M.E. Gerts и др., посвященные изучению вопроса лазерного поверхностного упрочнения деталей, позволил сделать вывод, что наиболее пригодной для обработки данных деталей является технология поверхностного упрочнения лазерным воздействием.

Литература

1. http://www.wheelabratorgroup.com/ru/sites/wheelabratorgroup/content/industry/aerospace/aerospace_structural_parts.aspx
2. <http://drobemeti.ru/drobemetnaya-obrabotka-i-osobennosti-ee-primeneniya>

3. http://edu.dvgups.ru/METDOC/GDTRAN/NTS/VAGON/TEH_REM_VAG/METHOD/MIHALEVICH/frame/4.htm
4. <http://elib.ispu.ru/library/lessons/Poletaev/index.html>
5. http://studopedia.net/9_65013_mehanicheskoe-uprochnenie-poverhnosti.html

ПОЛЯРИЗАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ IN-VITRO ОБРАЗЦОВ ЭПИДЕРМИСА ЧЕЛОВЕКА: ОСНОВНЫЕ ОСОБЕННОСТИ И ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ

М.В. Алонова, Е.А. Исаева, А.А. Исаева, Д.А. Зимняков, О.В. Ангельский*,
С.Б. Ермоленко*, П.В. Ивашко*

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Д.А. Зимняков

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

**Черновицкий национальный университет, г. Черновцы, Украина*

Человеческая кожа представляет собой орган, имеющий сложную структуру и выполняющий различные функции. Одним из симптомов некоторых заболеваний является изменение морфологии слоев кожи, в том числе и эпидермиса [1]. Поэтому развитие методов диагностики представляет интерес для практического применения в медицине.

Патологические изменения структуры кожи вызывают различия оптических свойств здоровой и поражённой ткани [2,3]. Именно этот факт лежит в основе предлагаемого метода.

В данной работе предлагается метод диагностики кожных заболеваний, основанный на оценке локальных параметров поляризации

лазерного пучка, рассеянного вперёд образцами эпидермиса кожи человека.

При облучении биотканей поляризованным светом наблюдается два основных процесса: деполяризация, обусловленная многократным рассеянием света биотканью, и изменение состояния поляризации, связанное с оптической активностью, двулучепреломлением образца и т.д. [2-4]. Таким образом, можно предположить, что здоровая и поражённая ткань будут по-разному изменять параметры поляризации рассеянного излучения.

В данной работе объектами исследования являлись образцы человеческого эпидермиса в норме и при различных патологиях: алопеция, красная волчанка, красный плоский лишай, псориаз, демодекоз и чесотка. Толщина образцов составляла 30-70 мкм. Кожные отрывы изготавливались на стеклянных подложках.

Схема экспериментальной установки приведена на рис. 1. В качестве источника линейно поляризованного зондирующего излучения был использован одномодовый гелий-неоновый лазер ГН-5П (длина волны излучения 632.8 нм, выходная мощность 5 мВт, диаметр пучка ≈ 1.2 мм). Телескопическая схема из двух объективов фокусирует луч так, что диаметр пучка в перетяжке составляет около 15 мкм.

Исследуемый объект помещается на микропозиционер в перетяжку конфокальной схемы, а рассеянное вперёд лазерное излучение детектируется внешней головкой поляриметра THORLABS TXP 5004. Микропозиционер позволяет осуществлять перемещение объекта в плоскости, перпендикулярной оптической оси системы. Так выполняется сканирование образца вдоль одного направления. Данные, зарегистрированные поляриметром, поступают на компьютер, где выполняется их дальнейший анализ.

В качестве параметров, характеризующих поляризацию рассеянного вперёд лазерного излучения, использовались азимут и эксцентриситет эллипса поляризации.

Также с помощью другой установки определялся коэффициент коллимированного пропускания исследуемых образцов.

На рис.2 приведены области значений азимута и эксцентриситета эллипса поляризации, характерных для образцов в норме и с определёнными патологиями. Рисунки 3 и 4 показывают взаимосвязь коэффициента коллимированного пропускания с азимутом и эксцентриситетом эллипса поляризации рассеянного вперёд излучения для тех же образцов, соответственно.

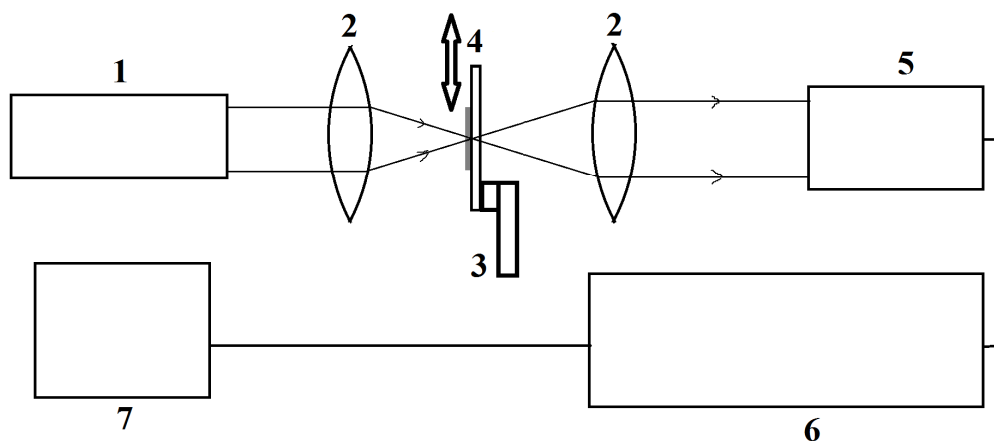


Рис. 1. Схема экспериментальной установки. 1 – He-Ne лазер; 2 – телескопическая система; 3 – однокоординатный микропозиционер; 4 – исследуемый образец; 5 – измерительная головка поляриметра PAN5710VIS; 6 – поляриметр на платформе TXP 5004; 7 – ПК

Анализ полученных данных показывает, что для ряда патологий можно выделить характерные области значений измеренных величин, в то время как для части образцов эти области в достаточной степени перекрываются. Также следует отметить наибольшее значение дисперсии

оптических параметров для образцов кожи, поражённых псориазом и волчанкой, и наименьшее для образцов с паразитическими заболеваниями — демодекоз и чесотка.

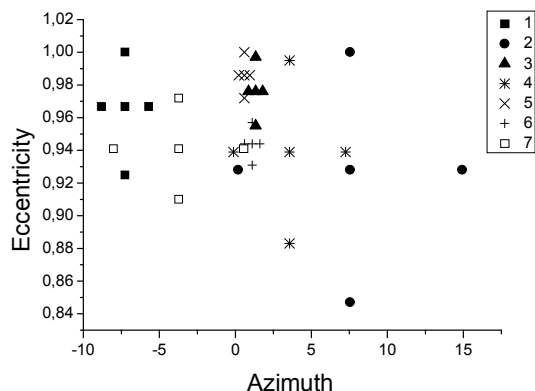


Рис.2. Связь азимута и эксцентриситета эллипса поляризации для образцов нормальной кожи 7 и патологической 1-6

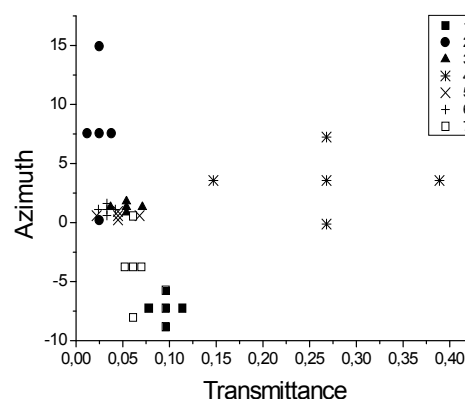


Рис.3. Связь азимута эллипса поляризации и коэффициента коллимированного пропускания для образцов нормальной кожи 7 и патологической 1-6

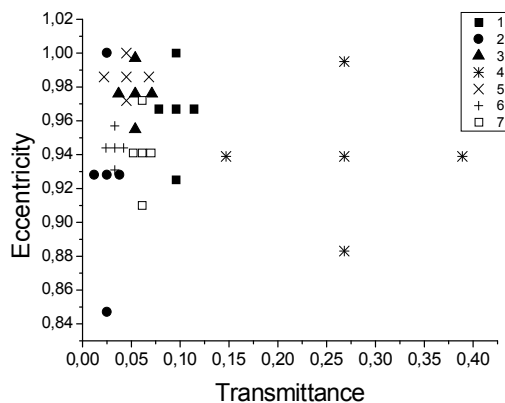


Рис.4. Связь эксцентриситета эллипса поляризации и коэффициента коллимированного пропускания для образцов нормальной кожи 7 и патологической 1-6

Образцы кожных патологий:

- 1 – алопеция;
- 2 – красная волчанка;
- 3 – красный плоский лишай;
- 4 – псориаз;
- 5 – демодекоз;
- 6 – чесотка.
- 7 – здоровая кожа.

Анализ полученных данных показал, что предложенный метод обладает достаточно высокой чувствительностью к изменению оптических

свойств исследуемых образцов, что в перспективе позволяет его рекомендовать для диагностических целей, в качестве дополнения как к классическим микроскопическим исследованиям, так и к современным методам визуализации.

Данная работа поддержана грантами РФФИ №№ 13-02-00440 и 13-02-90468.

Коллектив авторов выражает благодарность профессору С.Р. Утцу за любезно предоставленные образцы биотканей.

Литература

1. Клаус Вольф, Лоуэлл А. Голдсмит, Стивен И. Кац Дерматология Фицпатрика в клинической практике: В 3 т. / и др.; пер. с англ.; общ. ред. акад. А.А. Кубановой. – М.: Издательство Панфилова; БИНОМ. Лаборатория знаний, 2012. – 1280с.
2. Зимняков Д.А., Синичкин В.П., Ушакова О.В. Оптическая анизотропия фиброзных биотканей: анализ влияния структурных характеристик // Квантовая электроника. – 2007. – Том 37; № 8. – С. 777-783.
3. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Саратов: изд-во Саратовского ун-та, 1998. - 383 с.
4. Кузьмин В.А., Меглинский И.В. Обратное рассеяние света с линейной и круговой поляризациями в случайно-неоднородных средах // Оптика и спектроскопия. – 2009. – Том 106; № 2. – С. 294-305.
5. Соколова Т.В., Федоровская Р.Ф., Ланге А.Б. Чесотка. - М.: Медицина, 1989. - 175с.
6. Rufli Th, Mumcuoglu Y. The hair follicle mites *Demodex folliculorum* and *Demodex brevis*: biology and medical importance // Dermatology, 1981, v.162, p.1-11.

**ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК ДАВЛЕНИЯ,
ОСНОВАННЫЙ НА ИСПОЛЬЗОВАНИИ ФИЗИЧЕСКОГО
ЭФФЕКТА В НАНОМЕТРОВОМ ДИАПАЗОНЕ
(НА ТУННЕЛЬНОМ ЭФФЕКТЕ)**

Т.И. Мурашкина, Т. В. Истомина*, Н.А. Хасаншина*, Е.А. Шачнева*

Научный руководитель: д.т.н., профессор Т.И. Мурашкина

Пензенский государственный университет, г. Пенза

**Пензенский государственный технологический
университет, г. Пенза*

Последние годы ознаменовались бурным ростом интереса к нанотехнологии и ростом инвестиций в неё. И это вполне понятно, нанотехнологии обеспечивают высокий потенциал экономического роста, от которого зависят технологическая и оборонная безопасность, ресурсо- и энергосбережение, качество жизни населения. Поэтому перед разработчиками средств измерений встает задача создания нового класса измерительных устройств, где ведутся работы с веществом на уровне отдельных атомов. Необходимо разрабатывать средства измерений, использующие материалы, полученные методами нанотехнологий, а также использовать физические эффекты в нанометровом диапазоне. К такому эффекту относится так называемый эффект туннелирования, который в оптике называют «туннельный эффект». Суть его заключается в проникновении оптического излучения в материал на глубину, равную длине волны излучения. Изменение состояния материала в пределах данной длины ведет к изменению параметров оптического излучения. Авторы данной статьи предлагают данный эффект использовать при разработке волоконно-оптических датчиков давления (ВОДД), при чем без

координального изменения базовых конструктивов, то есть максимально используя ранее разработанные конструкции датчиков давления, в частности ВОДД отражательного типа [1, 2].

Известные ВОДД отражательного типа, содержащие оптические волокна, установленные на фиксированном расстоянии от светоотражающей металлической мембраны, процесс измерения давления в которых осуществляется путем регистрации изменения интенсивности отраженного светового потока в зависимости от прогиба мембраны, имеют один существенный недостаток: высокую температурную погрешность, обусловленную изменением геометрических размеров датчиков.

Особо привлекательной в этом датчике является возможность использования в качестве мембраны кварцевой пластины малых габаритов (радиус мембраны при измерении давления в диапазоне $0...300 \text{ кгс/см}^2$ составит приблизительно $4...5 \text{ мм}$). Такое конструктивное решение позволяет снизить погрешность, обусловленную изменением конструктивных параметров датчика при изменении температуры окружающей среды. Использование кварцевого стекла позволяет свести данную составляющую погрешности до минимума. Так, например, температурный коэффициент линейного расширения (ТКЛР) кварцевого стекла марки С5-1 составляет $5 \cdot 10^{-7} \text{ 1/}^\circ\text{C}$, и при изменении температуры в диапазоне от минус 100 до $+500^\circ\text{C}$ относительное расширение материала составит приблизительно 0,0025 %, изменение модуля Юнга приведет к дополнительной погрешности, не превышающей в данном диапазоне температур 1 %.

Основные этапы процесса сборки ИП данного датчика (рисунки 1, 2).

1 Рабочие торцы оптических волокон 1 временно неподвижно закрепляются в металлической втулке 2.

2 Затем на расстоянии l от поверхности втулки 2 таким же образом крепятся на каждое волокно в отдельности наконечники 3, после чего

совместно с волокнами они срезаются под углом Θ и полируются по сечению А-А, после этого наконечники и втулка удаляются (рисунок 1,а).

3 Концы двух оптических волокон 1 (подводящего и отводящего световые потоки), у которых рабочие торцы срезаны под углом Θ , вклеиваются в металлическую втулку 4 из стали 29НК на расстоянии b относительно друг друга таким образом, чтобы свободные концы волокон выступали над поверхностью пластины на высоту l , определяемую из выражения:

$$l = \frac{\pi}{2} R + \frac{d_{\text{ОВ}}}{\text{tg}\Theta}.$$

4 Оптические волокна 1 укладываются на “подушку” 5 под радиусом:

$$R \geq 5 \dots 10 d_{\text{ОВ}}.$$

“Подушка” 5 представляет собой деталь треугольной формы с углом при вершине равным 2Θ , с углублением, повторяющим форму оптического волокна, соответственно глубина и ширина углубления соответствуют внешним размерам оптического волокна. Длина основания треугольника в сечении А-А равна $b - d_{\text{ОВ}}$. Для исключения поломок оптических волокон угол при вершине закруглен, причем расчетный радиус скругления поверхности углубления, на которую укладывается оптическое волокно, определяется выражением:

$$R = \frac{2}{\pi} \left(l - \frac{d_{\text{ОВ}}}{\text{tg}\Theta} \right).$$

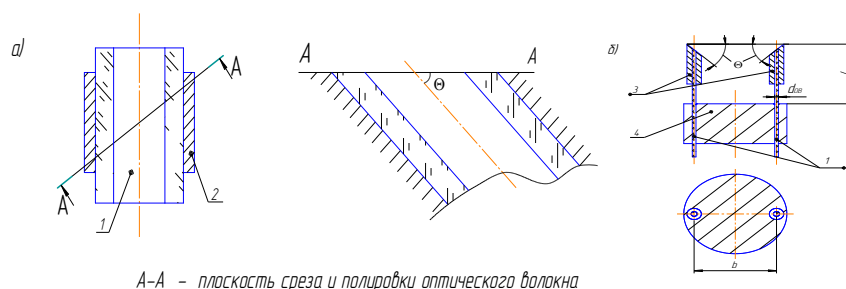


Рис. 1. Процесс изготовления ВОДД на основе туннельного эффекта: а - формирование скошенных торцов ОВ; б - крепление ОВ в металлической втулке

Для обеспечения точной сборки, целесообразно, чтобы допуск на размер R был положительным. Это позволит в случае необходимости довести его до требуемого значения (рисунок 2,а).

5 Чтобы оптические волокна лежали на “подушке” 5, они к ней сверху прижимаются металлической крышкой 6, которая с помощью сварки скрепляется со втулкой 4. Крышка 6 по центру имеет сквозное отверстие, шириной, равной диаметру оптического волокна, и длиной:

$$a = 2H \operatorname{tg} \Theta,$$

где $H \approx d_{\text{ОВ}}$. Свободное пространство под крышкой заполняется клеящим составом, например ситаллоцементом (рисунок 2, б).

6 Часть оптических волокон, которая оказалась выше крышки на величину H , срезается вдоль поверхности Б-Б и полируется (рисунок 2,б).

7 Внутренний диаметр отверстия d_0 должен быть меньше внешнего диаметра мембраны (рисунок 2,в).

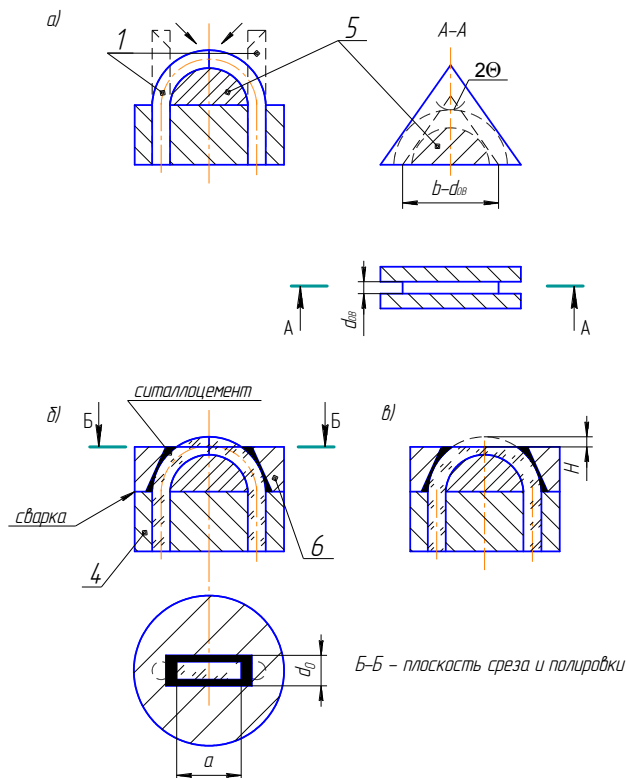


Рис. 2. Процесс изготовления измерительного преобразователя ВОДД на основе туннельного эффекта

Для задания зазора между мембраной и скошенными торцами ОВ предложено в конструкцию ввести мембранный блок, представляющий собой конструктивный элемент в виде крышки 1, соединенные между собой с помощью ситаллоцемента (рисунок 3).

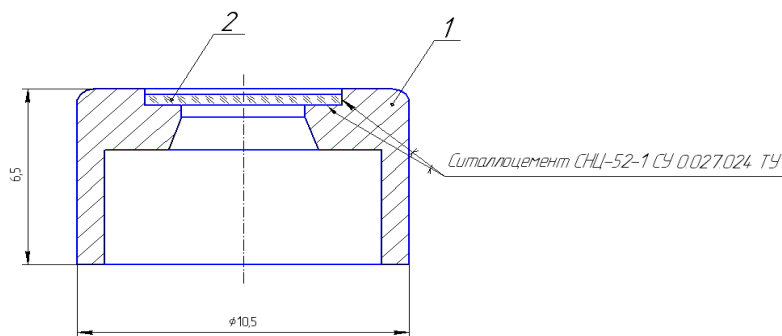


Рис. 3. Мембранный блок:

1 – крышка, 2 – мембрана

В этом случае требуемый зазор между мембраной и скошенными торцами ОВ обеспечивается путем доводки поверхности крышки до требуемого размера.

Чтобы модуляция оптического сигнала в зоне измерения осуществлялась за счет туннельного эффекта необходимо, чтобы размер зазора был приблизительно равен длине волны излучения (например, для инфракрасного излучения $h \approx 1$ мкм).

8 Полученные сборки соединяются между собой с помощью импульсной сварки таким образом, чтобы совпали их оси симметрии.

Литература

1. Пат. 2253850 РФ, МПК⁶ G01 L 11/02, 19/04. Волоконно-оптический датчик давления/ Е.А.Бадеева, А.В. Гориш, Т.И. Мурашкина, А.Г. Пивкин; опубл. 10.06.2005. Бюл. № 16.

2. Бадеева Е.А., Гориш А.В., Крупкина Т.Ю., Мурашкина Т.И., Пивкин А.Г. Волоконно-оптический датчик давления на туннельном эффекте// Датчики и системы. – 2005 – №8. с.10-12.

ЛЮМИНЕСЦЕНТНЫЕ БИОСЕНСОРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТЯЖЕЛЫХ МЕТАЛЛОВ В БЕЛКАХ

О.А. Дячук, А.Г. Мельников, К.А. Костина, Е.А. Трemasова, В.В. Ефремова

Научный руководитель: к.х.н., доцент О.А. Дячук

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В настоящее время перспективным является разработка новых недорогих экспрессных сенсорных устройств [1]. Особо актуальным является создание малогабаритных и недорогих люминесцентных сенсорных устройств для экспрессного определения тяжелых металлов в различных природных объектах [2, 3]. В связи с этим необходимы комплексные исследования процессов, определяющих эффективность использования надмолекулярных комплексов в люминесцентных биосенсорах.

Цель работы: выявление аналитическими эффектами надмолекулярных комплексов «белок-ТМ», «белок-ТМ-эозин» для создания люминесцентных биосенсоров для определения тяжелых металлов в белках.

В качестве чувствительного элемента люминесцентного сенсора в экспериментальной части работы применялся сывороточный альбумин человека (САЧ) в фосфатном буфере (рН 7.4). Нами исследованы процессы тушения флуоресценции хромофоров белка и люминесцентного зонда ионами тяжелых металлов: Cu^{2+} и Cd^{2+} . В качестве люминесцентного зонда, дополнительно вводимого в белки для увеличения информативности метода, применялся краситель ксантенового ряда - эозин.

Изучение процессов тушения ионами тяжелых металлов возбужденных состояний хромофоров белка и люминесцентных зондов, введенных в белки, позволяет определять структурные изменения в белках. Тушение возбужденных состояний хромофоров белка осуществляется в результате эффекта «тяжелого атома» в комплексе белок - тяжелый металл на расстоянии перекрытия электронных облаков хромофора и иона тяжёлого металла.

При возбуждении САЧ на длине волны 280 нм наблюдалось свечение с максимумом на длине волны 340 нм. Установлено, что при данных условиях эксперимента свечение обусловлено преимущественно хромофором белка – триптофанилом. При добавлении в систему ионов тяжелых металлов наблюдалось резкое уменьшение интенсивности флуоресценции триптофанила, что можно объяснить реализацией эффекта «тяжелого атома». Полученные линейные зависимости Штерна-Фольмера позволили определить константы тушения флуоресценции триптофанила ионами меди ($K = 8746 \pm 612 \text{ M}^{-1}$) и ионами кадмия ($K = 580 \pm 30 \text{ M}^{-1}$). По тушению флуоресценции триптофанила белка обнаружено влияние тяжелых металлов на структуру белков, что проявляется в смещении максимума флуоресценции триптофанила САЧ при значительных концентрациях солей тяжелых металлов в белковых растворах. Это можно объяснить денатурацией белков под действием тяжелых металлов и проникновением воды в ближайшее окружение триптофанила САЧ.

Исследование собственной флуоресценции белков не всегда позволяет получить желаемую информацию об объекте. Применение люминесцентных зондов, нековалентно связанных с белками, способствует получению дополнительной информации о процессах, происходящих в интересующих экспериментатора микрообластях глобулы белка. Тушение флуоресценции зонда посторонними веществами позволяет установить доступность зонда для тушителя, его локализацию в белках, скорость

диффузии. Предварительные эксперименты выявили, что при увеличении концентрации тяжелых металлов наблюдается тушение флуоресценции эозина. Однако значение констант тушения тяжелыми металлами флуоресценции эозина в САЧ значительно ниже по сравнению с тушением триптофанила САЧ, что может быть связано с уменьшением доступности зонда эозина для тушителей (ионов тяжелых металлов) в белках вследствие связывания зонда и тушителей с различными участками глобулы белка.

Таким образом, выявлена возможность создания активного элемента люминесцентного сенсора на основе молекулы белка. Использование данного сенсора, являющегося чувствительным элементом разработанного в лаборатории спектрального анализа СГТУ имени Гагарина Ю. А. портативного фосфориметра, позволит контролировать наличие ионов тяжелых металлов, присутствующих в биологических образцах. Результаты исследований могут быть востребованы при медицинской диагностике заболеваний, связанных с изменением структуры белков, и при осуществлении экологического мониторинга водной среды на содержание ионов тяжелых металлов.

Результаты работы получены в рамках выполнения государственного задания № 4.1299.2014/К.

Литература

1. Ibañez G. A., Escandar G. M. Luminescence sensor to water analysis of organic pollutants — an update // Sensors. – 2011. – V. 11 – № 12. – pp. 11081-11102.
2. Morales T. V., Esponda S. M., Rodríguez J. J. S., Aaron S. E., Aaron J.-J.. Luminescence methods for study and determination of pollutant in the environment // Macedonian Journal of Chemistry and Chemical Engineering. – 2010. – V. 29. – № 1, pp. 1–42.

3. Saha A., Yakovlev V. V. Detection of picomolar concentrations of lead in water using albumin-based fluorescence sensor //Applied Physics Letters. – 2009. – V.95. – № 14. – pp. 143704.

МЕТОДИКА ЦЕНТРИРОВАНИЯ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ И СБОРКЕ ПРЕЦИЗИОННЫХ ДЕТАЛЕЙ ПРИБОРОВ

И.А. Складов

Научный руководитель: д.т.н., профессор О.В. Захаров

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

Обеспечение технологической надежности приборов обуславливает необходимость повышения точности размеров и формы их деталей. Это в свою очередь требует научно обоснованного подхода к сборке и контролю для минимизации погрешностей формы поверхностей и снимаемого припуска при обработке. Особую актуальность данная задача приобретает для прецизионных деталей приборов с круговыми поверхностями (цилиндрическими, коническими, сферическими).

Обеспечение точности обработки и минимизация снимаемого припуска требуют центрирования заготовок на обрабатывающем оборудовании в виде токарно-карусельных станков и обрабатывающих центров. В качестве базы при установке заготовок с цилиндрическими поверхностями могут использоваться три варианта: средняя окружность по методу наименьших квадратов (МНК), прилегающая окружность (наружная и внутренняя) и окружность минимальной зоны [1]. В виду простоты расчета и однозначности результатов чаще всего используют среднюю окружность профиля заготовки [2]. Проведенные

предварительные исследования показали, что расхождение в результатах для трех указанных баз могут достигать 20 %.

Расчет окружности минимальной зоны является наиболее сложным и реализуется только итерационными методами. Общие рекомендации дает стандарт ISO 12181-2:2011, однако вопрос об эффективности конкретных методик и алгоритмов до сих пор остается открытым [3]. В связи с этим в статье рассматривается простой и в тоже время эффективный алгоритм поиска окружности минимальной зоны и проводится сравнение получаемых результатов при использовании других баз.

Исходной предпосылкой для оценки эффективности метода, по нашему мнению, должен выступать следующий факт. Согласно определению, зоной минимальной ширины называют зону, образованную двумя concentрическими окружностями, охватывающими профиль детали извне и изнутри, причем радиальное расстояние между этими окружностями минимально. При этом ширина зоны и определяет величину круглости. Таким образом, наилучший результат соответствует минимальному значению круглости. Это и будет результирующей оценкой при сравнении как методов, использующих различные базовые окружности, так и конкретных алгоритмов, реализующих данные методы.

Предлагается простой и эффективный итерационный метод. Его сущность заключается в минимизации собственно ширины кольцевой зоны (рис. 1). Для этого вначале профиль детали описывается в системе координат $(X \ O \ Y)$ с варьируемыми координатами (x_j, y_j) центра O_j относительно начала O исходной системы координат. Затем определяется целевая функция F (ширина кольцевой зоны), которая минимизируется итерационной процедурой:

$$F = \{r_{ij\max} - r_{ij\min}\} \rightarrow \min,$$

где $r_{ij\max}$, $r_{ij\min}$ – максимальное и минимальное значение радиусов r_{ij} профиля детали на j -м шаге варьирования координат центра (x_j, y_j) .

сужается область поиска. В качестве критерия окончания поиска выступает уменьшение величины шага по координатам (принимаются равными для x, y) до значения Δ .

На основе рассмотренного алгоритма создана программа в среде Matlab. Проведены исследования контроля круглости при использовании различных баз. В качестве объекта были выбрана партия колец приборных шарикоподшипников после бесцентрового шлифования. Контролировался тороидальный желоб с допуском на круглость 2 мкм. Измерения проводились на приборе *Talyrond 73* (*Taylor Hobson*, Великобритания), оснащённом компьютером, в условиях ОАО «Саратовский подшипниковый завод».

Для окружности минимальной зоны получено среднее значение $\Delta_{\text{ср}} = 1,34$ мкм и среднеквадратическое отклонение $\delta = 0,26$ мкм в партии против $\Delta_{\text{ср}} = 1,48$ мкм, $\delta = 0,33$ мкм для средней окружности и $\Delta_{\text{ср}} = 1,50$ мкм, $\delta = 0,33$ мкм для наружной прилегающей окружности. При этом количество забракованных деталей по круглости снизилось с 12 % до 4 %.

Анализ результатов контроля показал, что наилучший результат обеспечивает база в виде окружности минимальной зоны. По сравнению со средней и прилегающей наружной окружностью, которые в данном примере показывают примерно равные результаты, снижается среднее значение на 10,6 % и стандартное отклонение на 21,2 %. В итоге процент забракованных деталей в партии уменьшается в 3 раза по сравнению со средней окружностью и в 4 раза по сравнению с прилегающей окружностью.

Литература

1. Авдулов А. Н. Контроль и оценка круглости деталей машин / А. Н. Авдулов. М.: Изд-во стандартов, 1974. 176 с.
2. Zakharov O. V., Brzhozovskii B. M. Accuracy of centering during measurement by roundness gauges // Measurement Techniques, 2006, Volume 49, Issue 11. Pages 1094-1097.
3. Xiuming Li. A simple and efficient algorithm for evaluation of roundness error / Li Xiuming, Liu Hongqi // Measurement Science and Technology. 2012. Vol. 23. № 8. P. 087003.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ПРИ ТЕРМИЧЕСКОМ ИЗМЕНЕНИИ ЗОЛЬ-ГЕЛЕВОЙ СРЕДЫ МЕТОДОМ СПЕКЛ-КОРРЕЛОМЕТРИИ

Е.В. Ушакова, А.А. Рахвалов, А.А. Исаева, Е.А. Исаева

Научный руководитель: к.ф.-м.н., ассистент А.А. Исаева

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Метод спекл-коррелометрии успешно применяется в лабораторных и клинических условиях для мониторинга движений клеток в тканях и органах (в частности, динамики эритроцитов [1]), процессов термической модификации фиброзных тканей при их лазерном нагреве [2]. На основе подхода спекл-коррелометрии с использованием локализованного источника излучения и кольцевого детектора были рассчитаны транспортные коэффициенты рассеяния политетрафторэтилена [3].

В рамках работы было проведено исследование процесса гелеобразования водного 0.28 % раствора технического желатина марки

310/70 с примесью 0.01 % и 0.1 % нанопорошка диоксида титана TiO_2 . Варьирование значений радиусов внутреннего и внешнего колец фильтра для пространственной селекции парциальных составляющих рассеянного излучения позволяет анализировать излучение, проникающее в среду на различную глубину, и, таким образом, получать информацию о наличии и глубине залегания жидкой фазы желатина, а также о ее характеристиках подвижности. Рассчитанные по экспериментально полученным спекл-модулированным изображениям корреляционные функции флуктуаций интенсивности селектируемых составляющих рассеянного поля с приемлемой точностью допускают гауссову аппроксимацию для различных значений радиусов кольцевого фильтра. По полученным значениям корреляционных функций вычислялись значения времени корреляции флуктуаций интенсивности спеклов в зависимости от температуры исследуемой среды. На начальных этапах гелеобразования поверхностные и приповерхностные слои желатинового лиозоля переходят в гель, что сопровождается повышением вязкости и отверждением системы, и, соответственно, уменьшением броуновского движения частиц и сокращением динамики, что отражается в больших временах корреляции флуктуаций интенсивности соответствующих фильтрам с малыми значениями радиусов, осуществляющих селекцию излучения рассеянного верхними слоями. Нижележащие же желатиновые слои находятся в жидкой фазе и характеризуются активной динамикой, что сопровождается малыми временами корреляции для больших радиусов кольцевых детекторов, осуществляющих селекцию рассеянного излучения прошедшего на большую глубину. Таким образом, метод спекл-коррелометрии с улучшенным разрешением по глубине позволяет анализировать как структурные особенности исследуемой среды, так и динамические процессы, протекающие на разных глубинах внутри среды.

Литература

1. Зимняков Д.А., Хмара М.Б., Виленский М.А., М.А. Козлов М.А., Горфинкель И.В., Здражевский Р.А., Исаева А.А. Спекл-корреляционный мониторинг микрогемодинамики внутренних органов // Оптика и Спектроскопия, 2009 г., Т. 107, № 6, С. 941 – 947.
2. Zimnyakov D.A., Agafonov D.N., Sviridov A.P., Omel'chenko A.I., Kuznetsova L.V. and Bagratashvili V.N. Speckle-contrast monitoring of tissue thermal modification // Applied Optics, 2002 г., V. 41, N. 28, pp. 5984 – 5988.
3. Зимняков Д.А., Исаева А.А., Исаева Е.А., Ушакова О.В., Здражевский Р.А. О спекл-коррелометрическом методе оценки транспортного коэффициента рассеяния случайно-неоднородных сред // ПЖТФ, 2012 г., Т. 38, № 20, С. 43-49.

ОПТИМИЗАЦИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ УПОРНО-РАДИАЛЬНОГО ПОДШИПНИКА

И.С. Даниленко, О.П. Решетникова, А.В. Королев

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Королев

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

Известно, что на упорные подшипники, устанавливаемые в узлы и агрегаты авиационной, медицинской техники и т.д. действует комбинированная нагрузка. Осевая составляющая этой нагрузки обычно существенно превышает радиальную нагрузку. Но, не смотря на это радиальная нагрузка, оказывает значительное влияние на распределение нагрузки между телами качения, а, следовательно, и на работоспособность подшипников. Поэтому эти подшипники должны изготавливаться не как

упорные, т.е. с нулевым номинальным углом контакта, а как упорно-радиальные, имеющие угол контакта отличный от нуля. Очень важно, чтобы угол контакта в упорно-радиальных подшипниках выбирался не произвольно, а имел оптимальное значение, при котором нагрузка на шарики стремилась к минимальному значению.

В ходе проведения теоретических исследований было выявлено, что распределение нагрузки на шарики будет описываться следующим выражением:

$$p_{si} = \left(\frac{A}{z \cdot \cos \beta} + m \frac{R}{z \cdot \sin \beta} \right) \cdot \left(\frac{c \cos \varphi + I}{c + I} \right)^{\frac{3}{2}}, \quad (1)$$

где A – осевая нагрузка на подшипник;

R – радиальная нагрузка на подшипник;

z – число шариков в подшипнике;

β – угол контакта в подшипнике;

c – отношение радиальной деформаций дорожек качения и максимально нагруженного шарика в радиальном направлении к деформации в радиальном направлении дорожек качения и наиболее нагруженного шарика от осевой нагрузки;

φ – угол расположения шарика;

m – коэффициент максимальной нагрузки на шарики, зависящий от числа шариков в подшипнике.

Равенство (1) с достаточной для практики точностью определяет распределение нагрузки между шариками и позволяет оптимизировать геометрические параметры упорно-радиальных и радиально-упорных подшипников.

В качестве примера на рис. 1 представлена зависимость максимальной нагрузки на шарики от угла контакта в подшипнике. Нагрузку на подшипник и геометрические параметры подшипника

выбраны приближенными к подшипнику 1118-2902849-04: номинальная осевая нагрузка $Po_n = 3760H$, номинальная радиальная нагрузка $Pr_n = 446H$. С учетом действия динамических нагрузок максимальная осевая нагрузка составляет $Po_m = 9950H$, максимальная радиальная нагрузка $Pr_m = 1254H$. Допустимая максимальная нагрузка на шарики $ps_{\max} = 800H$.

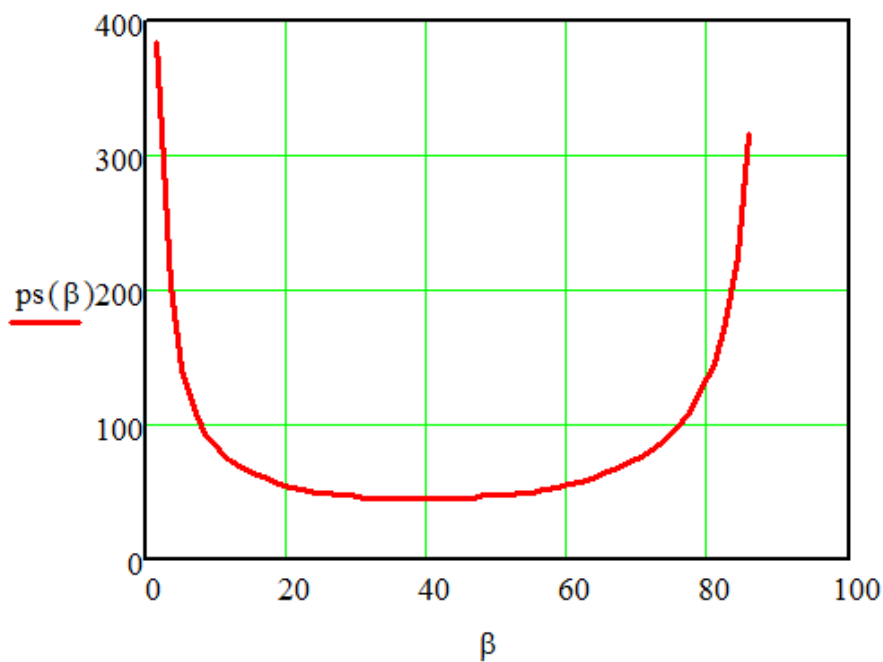


Рис. 1 Зависимость максимальной нагрузки ps (Н) на шарики от угла контакта β (град.) в подшипнике 1118-2902840

Как видно из рис. 1, наименьшая нагрузка на шарики получается при угле контакта в подшипнике около $\beta = 40^\circ$. С увеличением и с уменьшением угла контакта нагрузка на шарики возрастает сначала незначительно, а затем по геометрической прогрессии. Из этого можно сделать несколько выводов.

Во-первых, номинальный угол контакта в подшипнике должен быть оптимальным. К сожалению, многие производители и разработчики конструкций подшипников выбирают угол контакта из стандартного ряда,

не задумываясь над тем, что этот угол может приводить к перегрузке шариков.

Во-вторых, технологи подшипниковых предприятий стремятся как можно точнее выдержать назначенный конструкторами угол контакта. Для этого они используют сложную сортировочную технику для сортировки деталей подшипников по размерным группам и затрачивают на это много времени и средств. На самом деле, как видно из рис. 1, вполне возможно подобрать такие параметры дорожек и тел качения и назначить на размеры деталей такие допуски, что сортировка деталей на размерные группы не понадобится.

Для этого необходимо определить оптимальный угол контакта в подшипнике. Для решения этой задачи воспользуемся равенством (1). Возьмем производную от этого равенства по переменной β и приравняем полученное значение к нулю. После преобразований:

$$\beta_o = \arctg\left(\frac{m \cdot R}{A}\right)^{\frac{1}{3}}. \quad (2)$$

Получили оптимальный угол контакта β_o . Как видно, оптимальный угол контакта зависит от соотношения радиальной и осевой нагрузок, действующих на подшипник, и от коэффициента m , который зависит от числа шариков в подшипнике.

В частности для подшипника 1118-2902840-04 оптимальный угол контакта составляет:

Для максимальной внешней нагрузки:

$$\beta_o = \arctg\left(\frac{3,99 \cdot 1254}{A \cdot 9950}\right)^{\frac{1}{3}} = 0,672 \text{ рад} (38,5^\circ).$$

Для номинальной внешней нагрузки:

$$\beta_o = \arctg\left(\frac{3,99 \cdot 446}{A \cdot 3760}\right)^{\frac{1}{3}} = 0,662 \text{ рад} (37,9^\circ).$$

Как видно, полученное значение соотносится с графиком на рис.1

Фактический угол контакта зависит от соотношения радиусов желобов колец подшипника и диаметра шариков, а также от разности диаметров окружностей дорожек качения верхнего и нижнего колец. На размеры указанных геометрических параметров подшипника назначены допуски, которые обеспечивают изменение угла контакта в подшипнике в пределах от 27° до 51° . При крайних значениях указанного угла контакта нагрузка на шарики увеличивается не более, чем на 7%. Более значительные колебания угла контакта приводят к более значительному увеличению нагрузки на шарики, что не допустимо, так как снижает его работоспособность.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Минобрнауки России ФЦП - Соглашение № 14.574.21.0015, и Госзадания Минобрнауки России № 9.896.2014.

Литература

1. Механизм воздействия на шарики в упорно-радиальном подшипнике комбинированной внешней нагрузки / А. В. Королев [и др.] // Современные технологии в горном машиностроении: сб. науч. тр. семинара, г. Москва, 27 - 31 янв. 2014 г. - М., 2014. - С. 336-343
2. Королев А. В. Исследование влияния угла контакта в упорно-радиальном подшипнике на распределение нагрузки между шариками и его оптимизация / А. В. Королев, О. П. Решетникова, Г. А. Семочкин // Качество в производственных и социально-экономических системах : сб. науч. тр. 2-ой междунар. науч.-практ. конф., посвящ. 50-летию Юго-Западного гос. ун-та, г. Курск, 22-23 апр. 2014 г. : в 2 т. - Курск, 2014. - Т. 2. - С. 181-185.

АНАЛИЗ СТЕПЕНИ ВЛИЯНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ФАКТОРОВ НА ТЕМПЕРАТУРУ В ЗОНЕ РЕЗАНИЯ ПРИ ШЛИФОВАНИИ

А.Н. Кильчинская

Научный руководитель: к.т.н., доцент В.А. Назарьева

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

Важно исследовать тепловые процессы при шлифовании, так как излишний нагрев приводит к прижогам, в результате которых нарушается структура поверхностного слоя поверхности заготовки, она становится менее твердой и износостойкой.

Около 80% энергии при шлифовании уходит в нагрев [1]. Тепло отводится стружкой, СОЖ, уходит в металл обработанной поверхности и в поверхность шлифовального круга, излучается в окружающую среду.

Температура увеличивается с увеличением скорости съема металла, однако она не находится в прямо пропорциональной зависимости от скорости резания. Скорость резания, определяемая по формуле

$$V = \frac{\pi D n}{1000}$$

не учитывает продольной подачи. При этом скорость съема металла зависит не только от скорости резания. При одной и той же скорости резания, скорость съема металла изменяется прямо пропорционально скорости продольной подачи. Так, при большей подаче круг срезает больший слой металла в направлении его движения. В этом случае температура в зоне резания будет увеличиваться. И обратное положение: при увеличении скорости резания или частоты вращения и неизменной продольной подаче съем металла в единицу времени будет уменьшаться и

температура в зоне резания снижаться. Но снижение температуры, происходящее за счет снижения толщины срезаемого слоя, будет частично или полностью компенсироваться возрастанием за счет более интенсивного трения, вызванного возрастанием оборотов вращения шлифовального круга.

Из всего этого можно заключить, что температура в зоне резания зависит не только от многих факторов по отдельности, но и от их сочетания. Решить задачу определения температуры в зоне резания можно эмпирическим способом, производя измерения. Но в настоящее время существует множество вариантов обработки абразивом, а конструкция измерительных приборов достаточно сложна. Кроме того, в настоящее время развитие техники и технологий идет быстрыми темпами, появляются новые материалы, конструкции инструментов и станков, новые технологичные методы обработки, на которые не так просто распространить уже существующие, сделанные на основании проведенных экспериментов выводы. Поэтому в условиях современного состояния производства делать выводы на основе измерений можно лишь в определенной узкой области технологий.

Комплексное решение задачи определения значения параметра в условиях изменяющихся и непредсказуемых влияющих факторов возможно осуществить с использованием систем искусственного интеллекта.

Одной из технологий реализации систем искусственного интеллекта являются нейронные сети, которые позволяют увязать между собой все влияющие факторы, даже при условии, что заранее не известна степень их влияния и взаимодействия. Но чем больше информации о влияющих факторах будет заложено в сеть, тем более достоверным будет результат, и более быстрым будет обучение нейронной сети и более логичной ее структура.

Итак, на первом этапе необходимо определить, какие факторы вообще оказывают влияние на температуру в зоне шлифования.

Далее нужно выделить среди них факторы прямого и обратного влияния.

Следующим этапом будет определение взаимозависимостей факторов между собой.

Нужно также определить цель нахождения температуры в зоне резания, чтобы выходным параметром была ни сама температура, проконтролировать которую можно только измерением, а один из параметров, значение которого можно варьировать.

И последним этапом построение нейронной сети.

Установлено, что на повышение температуры в зоне резания наибольшее влияние оказывает величина поперечной подачи. На температуру в зоне резания влияет также твердость шлифовального круга, скорость вращения круга, пористость (структура) круга. Некоторое влияние оказывает также тип применяемой связки: вулканитовая связка способствует возрастанию температур в наибольшей степени, чуть меньшее влияние оказывает применение керамической связки, температура резания снижается при использовании бакелитовой и силикатной связок [3]. С уменьшением величины абразивного зерна с 40 до 25 температура снижается, а при уменьшении зерна с 16 до 12 температура резания возрастает. Материал абразива и сам способствует изменению температуры в зоне шлифования, белый электрокорунд марок 10А – 20А способствует повышению температуры в зоне резания, тогда как тот же белый электрокорунд марок 25А – 30А, напротив, вызывает снижение температуры. Зеленый карбид кремния 62С, 63С дает меньшую температуру в зоне шлифования по сравнению с черным карбидом кремния 51С – 54С [2]. Это объясняется разницей в режущей способности: чем выше режущая способность, тем меньше температура нагрева при

срезании стружки. Этим объясняется применение материалов с большей режущей способностью для труднообрабатываемых материалов. Таким образом, учитывать факторы, влияющие на температуру в зоне резания следует в зависимости от материала заготовки. Чем выше обрабатываемость материала, тем больше факторы влияющие на температуру в зоне резания должны стремиться к значениям ее уменьшающим.

В качестве вывода можно заключить, что при обработке труднообрабатываемых материалов используются абразивы с большей режущей способностью, при этом можно применять более твердые круги с закрытой или полужакрытой структурой на предварительных стадиях и мягкие круги с закрытой или полужакрытой структурой на отделочных и чистовых стадиях. При обработке более мягких материалов выбираются абразивы с относительно низкой режущей способностью, но в связи с температурой в зоне резания и возможным засаливанием круга следует выбирать более открытую структуру и меньшую твердость. Для предварительных стадий обработки мягких материалов следует добиваться открытой структуры за счет увеличения зернистости, процента содержания пор и уменьшения количества связки.

Рассматривая перечисленные параметры влияния на температуру в зоне резания, можно классифицировать их на три группы:

1. соотношение твердостей материала заготовки и материала абразива;
2. стадия обработки (глубина резания или поперечная подача, скорость резания);
3. твердость, структура и зернистость шлифовального круга.

Так, определив значения указанных групп параметров, можно условно определить степень повышения температуры в зоне резания и степень влияния этого повышения на выбор материала абразива.

Выходным параметром удобно сделать материал абразива шлифовального круга, который будет подбираться в результате определения температуры. То есть, температура через фиксацию повреждений поверхности и материал абразива будут иметь циклическую взаимосвязь (рис. 1).

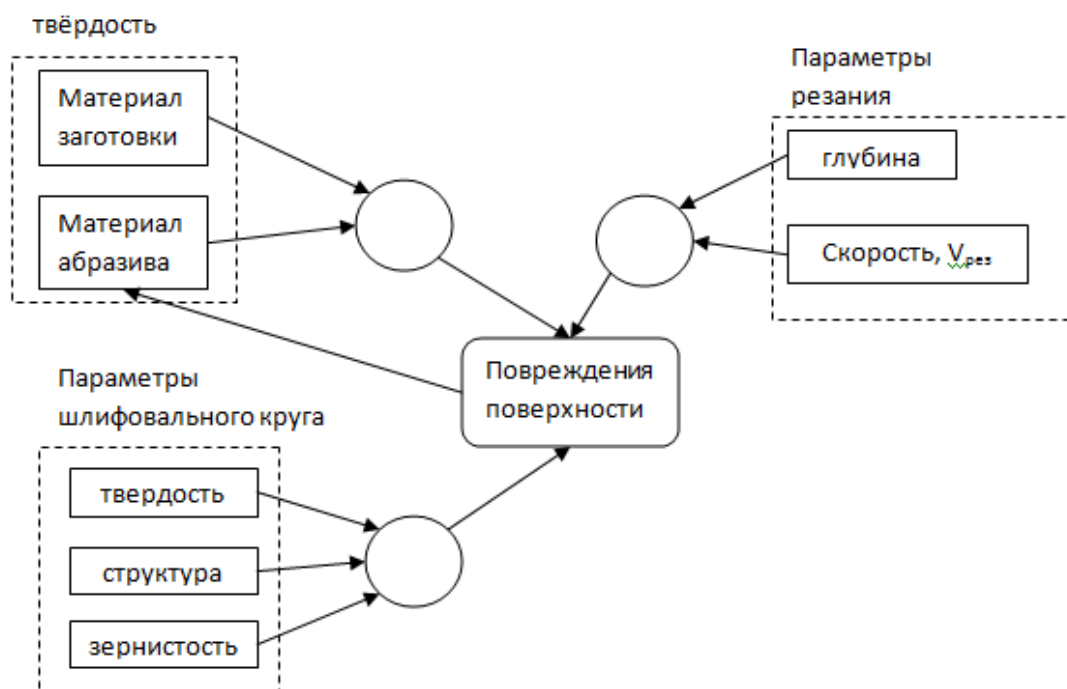


Рис. 1. Схема взаимодействия параметров шлифования

Литература

1. Лищенко Н. В. Исследование влияния смазочно-охлаждающей жидкости на температуру шлифования // Труды Одесского политехнического университета: науч. и науч.-произв. сб. Одесса: ОНПУ, 2011. Вып. 2 (36). С. 80–86.
2. Технология машиностроения: учебник / А. В. Якимов, В. Н. Царюк, А. А. Якимов [и др.]; под ред. А. В. Якимова. Одесса: Астропринт, 2001. 608 с.

3. Бишутин С.Г. Влияние режимов шлифования поверхностей деталей на их триботехнические показатели. «Вестник БГТУ». – 2010. – №3 – с. 10–13.

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЗАВИСИМОСТЕЙ ВЕЛИЧИН ПОРИСТОСТИ
И ТОЛЩИНЫ ОКСИДНЫХ ПОКРЫТИЙ, СФОРМИРОВАННЫХ
МЕТОДАМИ ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ
И МИКРОДУГОВОГО ОКСИДИРОВАНИЯ,
ОТ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ**

В.А. Кошуро, Г.Г. Нечаев, А.В. Лясникова

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

В приборостроении, в том числе медицинском, для повышения износостойкости изделий применяют нанесенные электроплазменным напылением (ЭПН) покрытия на основе оксида алюминия, отличающиеся высокой твердостью и износостойкостью. В процессе ЭПН покрытие формируется путем последовательной укладки множества деформирующихся частиц, что неизбежно приводит к появлению микропустот, особенно на стыках частиц. Неоднородность структуры и фазового состава напыленного материала, а также значительные напряжения, возникающие в покрытии и поверхностных слоях основы, обуславливают низкую адгезионно-когезионную прочность, что проявляется в отслаивании материала после нанесения и в процессе эксплуатации изделия.

В настоящее время интенсивно ведутся работы по повышению физико-механических свойств плазмонапыленных керамических

покрытий, в том числе путем последующей после напыления термообработки высокоэнергетическим воздействием концентрированными потоками энергии [1].

На основании литературных данных о воздействии микродуговых разрядов на покрытие и материал основы [2, 3] была разработана технология модифицирования электроплазменных покрытий путем проведения микродугового оксидирования (МДО) [4]. Результатом проведения процесса модификации является повышение значений механических характеристик покрытия.

Покрытия имеют сходный характер зависимости адгезии от толщины: с ее увеличением адгезия монотонно убывает [1]. Если покрытие используется в качестве износостойкого, электроизоляционного, антиэмиссионного, то его шероховатость и пористость ($p, \%$) должны быть минимальны ($p \approx 0 \%$) [1]. Информация о влиянии технологических режимов формирования покрытия на структурные параметры покрытий позволяет формировать покрытия с заданными значениями пористости и толщины.

Целью представленной работы является исследование зависимости пористости и толщины покрытия от технологических параметров ЭПН и последующего МДО.

Образцы представляли собой цилиндры диаметром $6.5 \cdot 10^{-3}$ м и высотой $1.5 \cdot 10^{-3}$ м из титанового сплава ВТ16. Покрытия формировали на торцевых поверхностях образцов методом ЭПН порошка электрокорунда, марки 25AF230, со средним линейным размером $(50 \dots 100) \cdot 10^{-6}$ м, при токе дуги (I, A) от 350 до 450 А, с дистанции напыления от 0.09 до 0.13 м на установке УПН – 28. Модификацию электроплазменных покрытий проводили методом МДО на экспериментальном стенде МДО-1 в анодном режиме, при плотности тока ($j, A/m^2$) от 1000 до 3000 A/m^2 , в течение 20 мин в электролите, содержащем 3 г/л NaOH. Измерения толщины и

пористости производилась на анализаторе геометрических параметров микрообъектов АГПМ-6М с использованием программы графической обработки изображений «Металлограф». Обработка статистических данных проводилась в программной среде DataFit 9. Перед ЭПН порошка электрокорунда образцы подвергаются очистке в ультразвуковой ванне УЗВ2-0,16/37. Перед проведением МДО изделия обезжириваются путем промывки в ацетоне или растворе этилового спирта.

Пористость покрытий характеризуется количеством микропор в кадре. Результаты измерения пористости приведены в табл. 1.

Пористость электроплазменного покрытия в большей степени зависит от тока дуги I , А: при уменьшении тока дуги – пористость увеличивается, при увеличении – уменьшается.

У покрытий, полученных ЭПН с последующим МДО величина пористости, в среднем снижается на 30% (табл. 1) и зависит от плотности тока j , А/м²: минимальную пористость имеют покрытия полученные при $j = 2000$ А/м², максимальную при $j = 1000$ А/м².

Эмпирические зависимости величины пористости электроплазменных напыленных покрытий с последующей модификацией от технологических режимов следующие: тока дуги I , А и дистанции напыления L , м - $p = 152.8 - 17.24 \cdot \ln(I) + 0.51 \cdot \ln(L)$, %; тока дуги I , А и плотности тока j , А/м² $p = 33.92 - 2.17 \cdot I - 1.16 \cdot j + 2.54 \cdot j^2$, %; дистанции напыления L , м и плотности тока j , А/м² $p = 12.81 - 5.59 \cdot \ln(L) - 0.0116 \cdot j + 2.54 \cdot 10^{-6} \cdot j^2$, %.

Толщина электроплазменного напыленного оксидного покрытия зависит от технологических режимов напыления и МДО (табл.2). После проведения МДО толщина покрытий уменьшается за счет уплотнения структуры, под термо-физическим воздействием паро-плазменных образований.

На толщину покрытия, полученного ЭПН, существенное влияние оказывает дистанция напыления и величина тока дуги. Покрытие с максимальной толщиной получается при следующих сочетаниях технологических режимов: $I=350$ А и $L=0.09$ м; $I=450$ А и $L=0.13$ м.

После процесса МДО толщина покрытия изменяется в зависимости от плотности тока j , А/м². При $j=3000$ А/м² толщина уменьшается с 41.7 мкм до 19.5 мкм.

Таблица 1

Пористость покрытий, полученных методами ЭПН и ЭПН
с последующим МДО

№ образца	Метод нанесения покрытия			Пористость, %			
	Электроплазменное напыление оксида алюминия		Микродуговое оксидирование				
	Ток дуги, А	Дистанция напыления, м	Плотность тока, А/м ²	Средняя участка №1	Средняя участка №2	Средняя участка №3	Средняя по образцу
1	350	0.09	-	46	50	55	50.3
2	450		-	44	45	50	46.3
3	350	0.13	-	45	50	54	49.7
4	450		-	50	40	45	45
5	350	0.09	1×10 ³	25	20	24	23
6	450			18	15	16	16.3
7	350	0.13		10	15	14	13
8	450			10	13	14	12.3
9	350	0.09	2×10 ³	12	10	9	10.3
10	450			8	11	10	9.7
11	350	0.13		11	18	15	14.6
12	450			11	17	14	14

13	350	0.09	3×10 ³	18	15	16	16.3
14	450			12	15	14	13.7
15	350	0.13		14	10	13	12.3
16	450			10	12	10	10.7

Эмпирические зависимости толщины электроплазменных напыленных покрытий ($H_{ЭПН}$, мкм) и с последующей модификацией (H_m , мкм) от технологических режимов следующие: тока дуги I , А и дистанции напыления L , м - $H_{ЭПН} = 0.145 \times 0.999^I \times L^{-0.215}$, м; толщины электроплазменного покрытия $H_{ЭПН}$, м и плотности тока при МДО j , А/м² - $H_m = 1.4 \cdot 10^{-4} - 8.88 H_{ЭПН} + 2.79 \cdot 10^{-8} \cdot j + 137090.48 \cdot H_{ЭПН}^2 - 3.99 \cdot 10^{-12} \cdot j^2 - 2.72 \cdot 10^{-4} \cdot H_{ЭПН} j$, м.

Таблица 2

Толщина покрытий полученных ЭПН оксида алюминия и ЭПН с последующим МДО

№ п/п	Метод нанесения покрытия			Толщина покрытия			
	Электроплазменное напыление оксида алюминия		Микродуговое оксидирование				
	Ток дуги, А	Дистанция напыления, мм	Плотность тока, А/м ²	Средняя на участке 1, мкм	Средняя на участке 2, мкм	Средняя на участке 3, мкм	Средняя по образцу, мкм
1	350	0.09	-	24.94	96.96	17.88	46.6
2	450		-	45.92	19.45	14.81	26.7
3	350	0.13	-	11.99	35.56	35.39	27.7
4	450		-	64.06	41.71	19.41	41.7
5	350	0.09	1×10 ³	23.77	32.31	34.39	30.2
6	450			18.66	37.09	12.15	22.6
7	350	0.13		16.55	19.76	9.5	15.3
8	450			21.52	21.57	26.04	23

9	350	0.09	2×10^3	51.10	46.58	44.56	47.4
10	450			20.09	15.05	26.04	20.4
11	350	0.13		25.25	21.92	17.86	21,7
12	450			19.29	24.24	36.29	26,6
13	350	0.09	3×10^3	23.27	34.01	38.71	32
14	450			21.10	24.92	33.12	26.4
15	350	0.13		26.98	21.85	45.18	31.3
16	450			13.74	21.8	22.93	19.5

В результате статистической обработки экспериментальных данных получены эмпирические зависимости величин пористости и толщины покрытия от технологических режимов ЭПН и последующего МДО.

Литература

1. Лясникова А.В. Технология создания многофункциональных композиционных покрытий / А.В. Лясникова, О.А. Дударева. // М.: Спецкнига, 2012. –301с.
2. Нечаев Г.Г. Микродуговое оксидирование титановых сплавов в щелочных электролитах // Конденсированные среды и межфазные границы 2012. Т. 14. №4. С. 453-455.
3. Кошуро В.А. Влияние плазменных процессов формирования покрытий на механические характеристики изделий из титановых сплавов / В.А. Кошуро, Г.Г. Нечаев, А.В. Лясникова // Упрочняющие технологии и покрытия, 2013.-№ 10. – С. 18-23.
4. Кошуро В.А. Состав и структура покрытия, полученного на титановом сплаве ВТ16 при комбинированной обработке методами электроплазменного напыления и микродугового оксидирования / В.А. Кошуро, Г.Г. Нечаев, А.В. Лясникова // Журнал технической физики, 2014.- №10. – С. 153 – 155.

СПОСОБ ШЛИФОВАНИЯ ФАСОННЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ

А.В. Андреев, О.П. Решетникова, А.В. Королев

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Королев

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

В существующих условиях конкуренции на рынке подшипников качения становится наиболее важным обеспечение производства высококачественных изделий с минимальными производственными затратами. В связи с непрерывным ростом требований к точности и качеству деталей и машин и металлообработке все большее развитие получают различные методы шлифования.

Упорные подшипники занимают значительную часть на рынке. Их в большом количестве используют в различных узлах автомобилей, тракторов, комбайнов, узлах медицинской техники и др. Особую сложность представляет собой шлифование торцовых фасонных поверхностей, таких как дорожки качения упорных подшипников.

На кафедре «Технология машиностроения» СГТУ имени Гагарина Ю.А. разработан перспективный способ шлифования фасонных поверхностей типа дорожек качения колец упорных подшипников торцом чашечного шлифовального круга (патент № 2482952)[2, 3].

Сущность способа можно отразить в следующей схеме (рис.1). Ось вращения кольца упорного подшипника 4 устанавливают под острым углом α к направлению подачи шлифовального круга 1, а ось шлифовального круга 1 устанавливают вдоль направления подачи S круга. Шлифовальный круг подвергают правке, в результате которой придают его рабочей поверхности тороидальную форму профиля 3, которая является

зеркальным отражением формы профиля, которую требуется получить на обрабатываемой поверхности детали.

В процессе шлифования деталь 4 и шлифовальный круг 1 вращают в противоположных направлениях, осуществляют быстрый подвод шлифовального круга к обрабатываемой поверхности, а затем осуществляют врезание рабочей поверхности круга в поверхность детали с рабочей подачей S , обеспечивающей заданный размер. После достижения заданного размера детали шлифовальный круг отводят в исходное положение.

Угол α устанавливают таким образом, чтобы каждая режущая кромка абразивного инструмента в процессе вращения шлифовального круга периодически входила и выходила из контакта с обрабатываемой поверхностью 2 детали 4. Это обеспечивает очистку рабочей поверхности инструмента от стружки, способствует отводу тепла из зоны обработки и повышению производительности обработки.

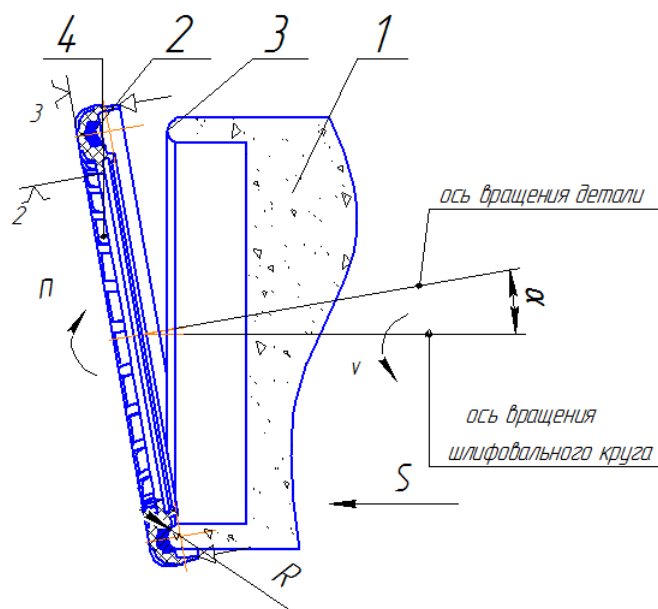


Рис. 1. Схема лобового шлифования дорожек качения колец упорных подшипников

Так как ось вращения шлифовального круга установлена в

направлении подачи, то износ круга не влияет на диаметр шлифуемой поверхности, что обеспечивает высокую точность обработки и возможность осуществления правки шлифовального круга после обработки нескольких деталей.

Ось шлифовального круга устанавливалась вдоль направления его подачи, а обрабатываемая деталь закреплялась в патрон бабки изделия под углом $\alpha = 5-8^{\circ}$ градусов к этому направлению. Выбор такого диапазона угла разворота оси детали обеспечивает, с одной стороны, хорошую очистку шлифовального круга от стружки и шлама, а с другой стороны, обеспечивает высокую точность формирования тороидального профиля детали, идентичную форме профиля рабочей поверхности шлифовального круга.

По сравнению с дисковым шлифовальным кругом чашечный круг имеет значительно больший размер рабочей поверхности, в результате чего снижается его износ и появляется возможность правки круга после обработки нескольких деталей. Шлифовальный круг работает длительное время без замены.

Областью практического применения полученных результатов является подшипниковое производство упорных и упорно-радиальных подшипников.

Для возможности применения разработанного способа лобового шлифования взамен традиционной технологии на предприятии НПП НИМ СГТУ был проведен ряд экспериментальных исследований. Были закуплены кольца упорных подшипников (материал ШХ15), выпускаемых одним из подшипниковых заводов. Данные кольца обработали методом лобового шлифования. После обработки произвели измерение шероховатости дорожки качения и волнистости трех колец каждого вида. Эти же измерения провели с кольцами подшипников, обработанными по традиционной технологии. Результаты измерений сравнили с результатами

аналогичных измерений колец подшипников конструкции НПП НИМ СГТУ (материал сталь 65Г).

Сравнение полученных результатов выполним в виде гистограммы (рис. 2).

Как видно из рис. 2, при традиционном методе обработки заданная шероховатость $Ra=0,8\text{мкм}$ не достигается, в свою очередь, при применении лобового способа шлифования заданный параметр качества достигается при обработке как стали ШХ 15, так и стали 65Г. Важно отметить, что рабочие поверхности колец упорных подшипников конструкции НПП НИМ СГТУ имеют меньшую шероховатость поверхности, чем аналогичные поверхности колец из стали ШХ15.

Также были произведены измерения отклонения от круглости и твердости обработанной поверхности. Было выявлено, что у колец, обработанных способом лобового шлифования, отклонение от круглости значительно ниже, чем у колец, обработанных по традиционной технологии.

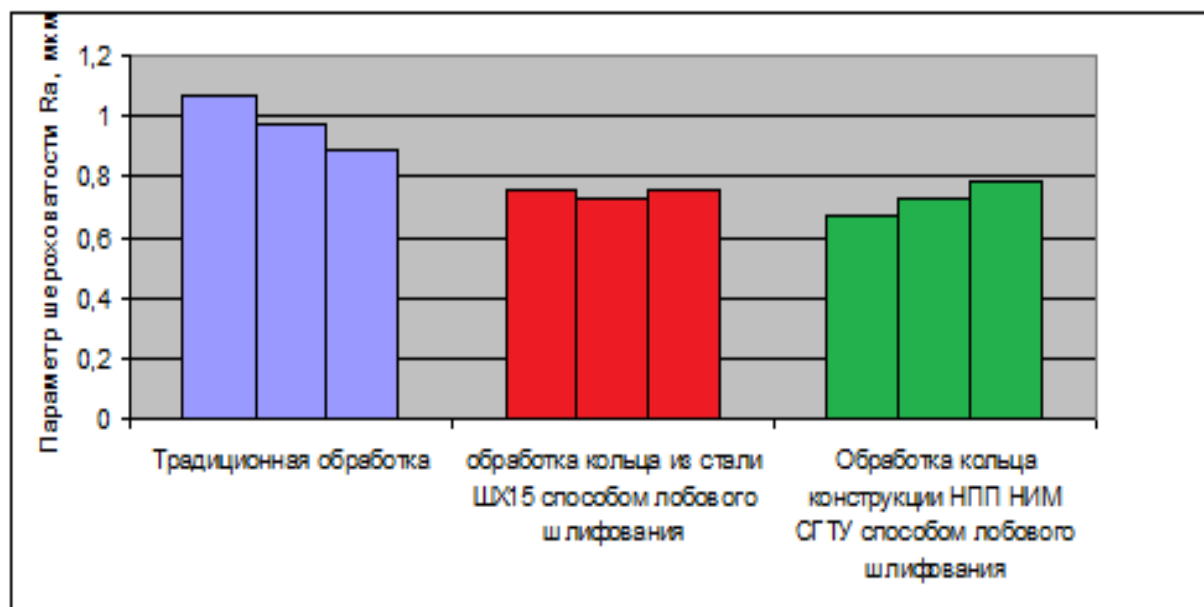


Рис. 2. Сравнение традиционного метода обработки и способа лобового шлифования колец из разных материалов по параметру шероховатости Ra

Сравнение показателей качества обработанных колец подшипников, дорожки качения которых обработаны на подшипниковых заводах традиционным способом из стали ШХ 15 и по предлагаемой технологии, показало, что качество поверхности дорожек качения, обработанных способом лобового шлифования не уступает, а в некоторых случаях превосходит по качеству поверхности дорожек качения, обработанных по традиционной технологии. Вместе с тем производительность процесса шлифования возрастает более чем в 2 раза.

Все это позволяет достичь высокой технико-экономической эффективности способа лобового шлифования за счет экономии абразивного инструмента, повышения производительности и снижения трудоемкости выполнения шлифовальной операции, улучшения качества и эксплуатационных свойств деталей.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Минобрнауки России ФЦП - Соглашение № 14.574.21.0015, и Госзадания Минобрнауки России № 9.896.2014.

Литература

1. Королев, А.В. Теоретико-вероятностные основы абразивной обработки: в 3 ч. Ч2: Взаимодействие инструмента и заготовки при абразивной обработке/ А.В. Королев, Ю.К. Новоселов; под ред. С.Г. Редько. Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 1987. 154 с.

2. Исследование влияния режимов шлифования на геометрические параметры колец упорных подшипников / О. П.Решетникова, А.В. Королев, А.Г. Мирошкин, М.М. Журавлев // Вестник Донского государственного технического университета. 2012. №5 (66). С. 56-61.

3. Решетникова, О.П. Экспериментальные исследования способа торцового шлифования дорожек качения колец упорных подшипников / О.П. Решетникова // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2011. №3 (58). С. 125-129.

РЕНТГЕНОСТРУКТУРНЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ НАГРЕВА НА ДЕФОРМИРОВАННЫЕ БИОИНЕРТНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

В.В. Зацепилов, С.В. Мальцева

Научные руководители: к.ф.-м.н., доцент И.П. Мельникова,
д.т.н., профессор А.В. Лясникова

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

Биоинертные материалы (титан, тантал, цирконий) находят широкое применение в восстановительной хирургии. Титан, тантал, цирконий и их аналог гафний обладают высокой биосовместимостью.

В справочной литературе приводятся свойства отожженных материалов [1]. Деформированные материалы при обработке для придания эндопротезу необходимой формы проявляют упругие свойства и отпружинивают. Для повышения надежности материала при изготовлении имплантируемых конструкций и их эксплуатации, он должен обладать структурной устойчивостью, что может быть достигнуто правильно проведенной термической обработкой.

Хорошее сочетание прочности и пластичности деформированным материалам, титану, танталу, цирконию и гафнию, придает отжиг на структуру первичной рекристаллизации. При такой обработке структура материала мелкозернистая, равномерная, с малоугловыми границами зерен.

Многочисленные исследования показали, что одна и та же партия материала может содержать неоднородный по структуре материал. Листы или прутки из одной партии имеют разную температуру первичной рекристаллизации, поэтому применение единой температуры отжига ко

всем листам или пруткам при изготовлении эндопротезов может привести к нежелательным последствиям. В процессе изготовления имплантата может попасться недоотожженный материал с внутренними напряжениями или пережженный материал с пониженными прочностью и пластичностью.

Структура листов (прутков) исследовалась металлографическим методом с применением электротравления в сложных электролитах на основе плавиковой и уксусной кислот. Трудности металлографического анализа заключались в выявлении структуры материала в шлифах с применением химических реактивов, так как рассматриваемые материалы относятся к коррозионностойким и практически не поддаются травлению. Применение электротравления образцов, залитых в эпоксидную смолу с выводом медного электрода кроме трудности процесса характеризовалось близостью режимов травления и электрополировки. Это также затрудняло выявление структуры.

Доступным и качественным методом для изучения изменений в этих материалах, происходящих при нагреве, является рентгеноструктурный анализ.

Цель настоящей работы – определение температуры отжига биоинертных материалов на основании рентгеноструктурного анализа изменений, происходящих в их структуре при нагреве.

В деформированном состоянии структура металла характеризуется наличием значительного количества искажений кристаллической решетки. Дислокации (линейные искажения) вызывают смещение атомов из узлов кристаллической решетки. Бывшие параллельными в идеальном кристалле плоскости (hkl) становятся «гофрированными», а расстояние между ними уже не постоянно по всему объему кристалла, а непрерывно меняется.

Известно, что в рентгеноструктурном анализе расстояние между плоскостями d связано с углом отражения рентгеновских лучей θ и длиной их волны λ уравнением Вульфа-Брегга

$$2d_{hkl} \sin \theta = n\lambda .$$

Изменение межплоскостных расстояний в деформированном материале приводит к увеличению рассеивания рентгеновских лучей (увеличение интервала углов θ). При этом дифракционная линия уширяется [2]. Это продемонстрировано на рисунке 1а.

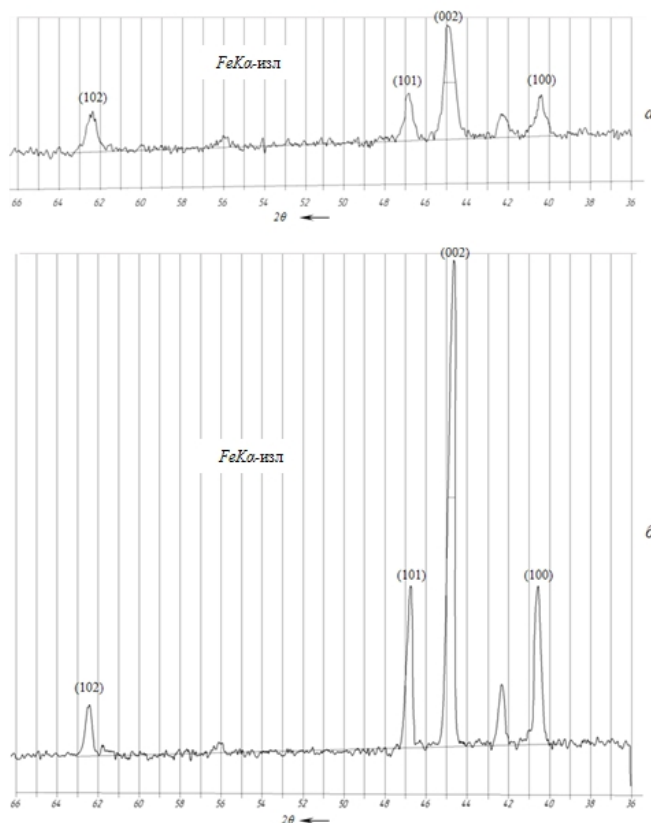


Рис. 1. Дифрактограмма от листа гафния толщиной 0,1 мм в исходном (а) и отожженном (б) при температуре 950 °С в течение 60 мин в вакууме $\sim 6,65 \cdot 10^{-3}$ Па состояниях

При отжиге материала в интервале температур около $0,3 \cdot T_{пл}$ происходит полигонизация — изменение структуры, связанное с перестройкой дислокаций в стенки. Внутри зерен образуются субзерна с малоугловыми границами (разворот зерен относительно друг друга). Упругая энергия малоугловых границ значительно меньше, чем энергия того же числа изолированных дислокаций. Это приводит к тому, что уширение линий исчезает. Такой отжиг используется для снятия

напряжений. Линии становятся более интенсивными (высокими) и узкими (рис. 1б). Однако оценить размер зерна и процессы рекристаллизации по дифрактограмме не представляется возможным [3].

Изменение величины зерна при нагреве обычно ведут в камере обратной съемки (КРОС) по методу поликристалла.

Размытие линий деформированного металла можно наблюдать на рентгенограмме (рис. 2а). Физическое уширение становится неизмеримо малым до начала рекристаллизации в процессе полигонизации.

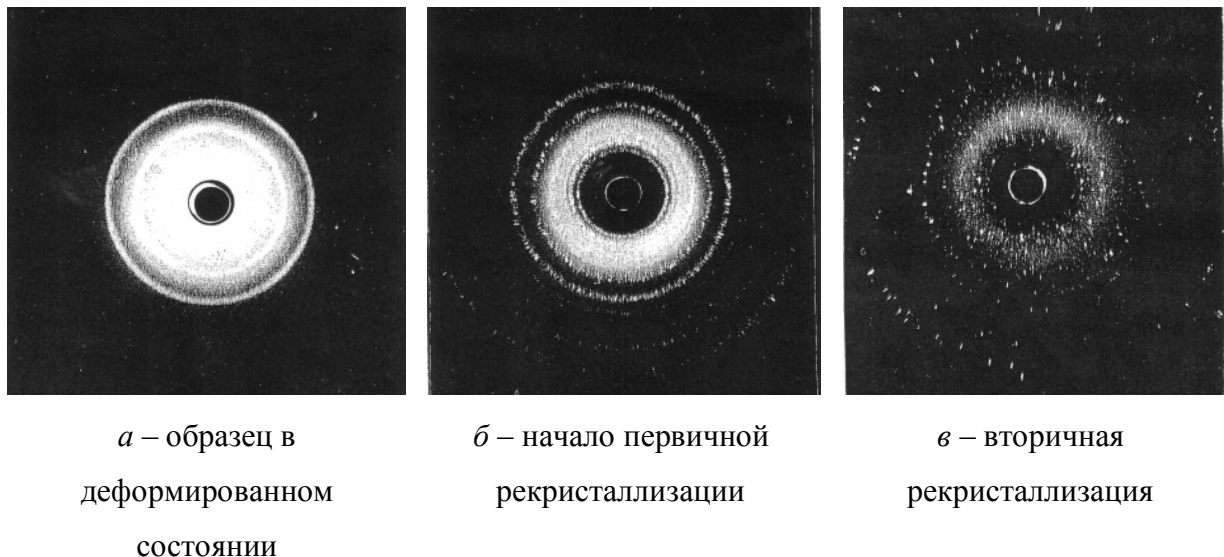


Рис. 2. Рентгенограммы (камера КРОС) листа гафния толщиной 0,1 мм в деформированном (*а*) и отожженном (*б, в*) состояниях

При рекристаллизации на фоне сплошных размытых линий рентгенограммы деформированного металла появляются небольшие яркие пятна («уколы» – рефлексы), полученные при дифракции от неискаженных рекристаллизованных зерен (рис. 2б). Температуру, при которой для данных условий нагрева деформированного образца на рентгенограмме появляются первые уколы, принимают за температуру начала первичной рекристаллизации. Эта температура выбирается для отжига материала. С повышением температуры нагрева $T_{\text{отж}} > 0,6T_{\text{пл}}$ происходит собирательная рекристаллизация. Одни вновь образовавшиеся зерна растут за счет

других. Общее число зерен в образце, при этом, уменьшается, а их средний размер увеличивается. Число пятен на линии растет, а фон между ними исчезает (рис. 2в). Структура материала становится крупнозернистая, что приводит к снижению прочности и пластичности.

При выборе температуры отжига материала целесообразно использовать контроль структуры образцов в деформированном состоянии и после контрольных отжигов рентгеноструктурным анализом по методу поликристалла обратной съемкой.

Таким образом, при изготовлении медицинских эндопротезов из рассмотренных биоинертных материалов целесообразно использовать предварительно отожженный материал. При этом необходимо определять температуру отжига для каждого листа (прутка) из партии. Это является основным критерием подготовки его структуры [4].

Литература

1. Автоматизированные системы научных исследований: учеб. пособие / А. В. Скрипаль, А. В. Абрамов, Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2004. – 144 с.
2. Сенин П. В. Оценка напряженно-деформированного состояния чугуно-коленчатого вала, восстановленного электроконтактной приваркой стальной ленты 50ХФА через промежуточный слой ПГ-СР2/ П. В. Сенин, А. И. Фомин, В. А. Денисов // Труды ГНУ ГОСНИТИ Россельхозакадемии, 2012. – Т. 109. – №2. – С. 83-86.
3. Рентгеновская дифрактометрия: учебн. пособие / В. А. Лиопо, В. В. Война. – Гродно: ГрГУ, 2003. – 171 с.
4. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Технология двойного применения: повышение функциональных характеристик листовых материалов, применяемых в СВЧ-технике и имплантологии /

И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Вестник СГТУ.2012.- №2 (66).-Вып.2-С.108-113.

ИМПУЛЬСНАЯ УСТАНОВКА ДЕТОНАЦИОННО-ГАЗОВОГО НАНЕСЕНИЯ ДИСПЕРСНЫХ ЧАСТИЦ НА РАЗЛИЧНЫЕ ПОВЕРХНОСТИ В ПОТОКЕ ИСТЕЧЕНИЯ ПРОТОНОВ

Р.С. Карташов, А.Н. Пименов

Научный руководитель: д.т.н., профессор И.Н. Антонов

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

В промышленности, в том числе медицинской, используется немало методов нанесения порошковых структур на поверхность (подложку) с целью придания ей специальных свойств. Одним из таких методов нанесения является детонационно-газовое напыление. В отличие от иных методов напыления, использующие непрерывные источники энергии, детонационное напыление является импульсным [1]. Устройство для детонационно-газового напыления (рис.1) представляет собой камеру круглого сечения с каналом, закрытым с одного конца, форсунки для подачи смеси газов, бункер с порошком, наносимым на обрабатываемую поверхность и электроискровой источник для возбуждения газовой смеси.

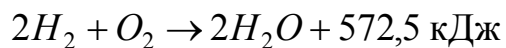
Технологический цикл состоит из следующих процессов: а) подача порошка в канал установки; б) заполнение камеры газовой смесью (накопление газовой смеси в камере); в) возбуждение газовой смеси, путем прохождения искрового разряда между электродами, и дальнейшее ее сгорание; г) формирование потока частиц порошка и их ускорение в

направлении распространения детонационной волны; д) истечение продуктов детонации через открытый канал установки в воздух.

В качестве газовой смеси, вводимой в камеру в начале каждого технологического цикла, используется водородно-кислородная смесь (гремучий газ). На воздухе и в чистом кислороде, водород сгорает, образуя воду. При отношении:

$$H_2 : O_2 = 2 : 1$$

образуется гремучая смесь, взрывающаяся при пропускании электрической искры или поджигании [2]. В ходе экзотермической реакции выделяется достаточно большое количество энергии, равное



Скорость распространения взрывной волны в гремучей смеси по опытным данным, составляет 2821 м/сек , по расчетным данным достигает 2864 м/сек [2].

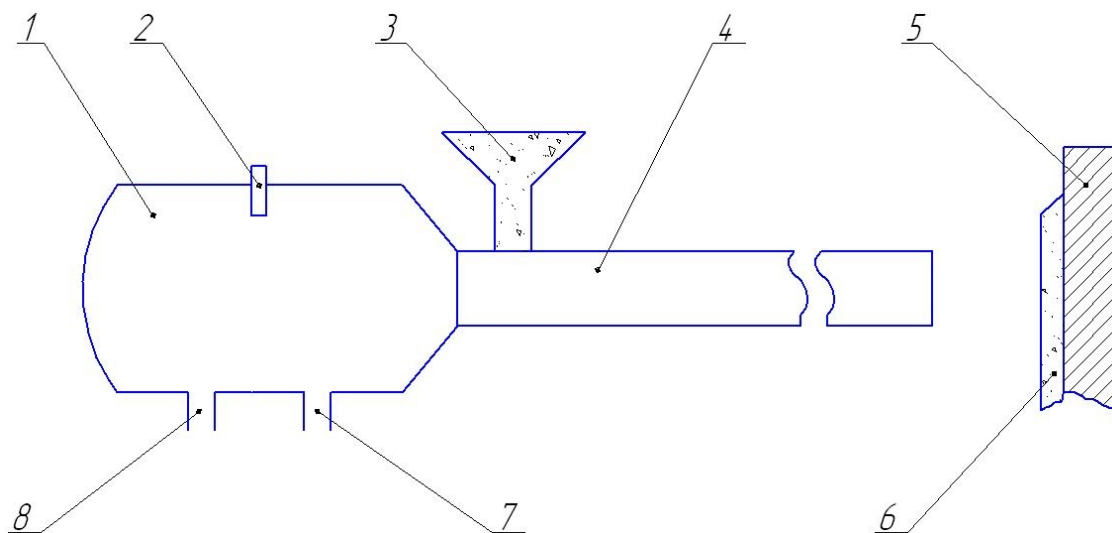


Рис.1. Схема устройства для детонационно-газового нанесения покрытий:

- 1 - накопительная камера; 2 – свеча зажигания; 3 – бункер с порошком распыляемого материала и дозирующим устройством; 4 – рабочий канал;
5 – обрабатываемое изделие; 6 – слой напыленного покрытия; 7 – подвод горячей смеси (водорода) и форсункой; 8 – подвод окислителя (кислорода) и форсункой.

Из цепной реакции процесса окисления водорода [3] (рис.2) видно, что при сгорании водородно-кислородной смеси происходит ряд реакций, в каждой из которых участвуют молекулы водорода. Так как температура взрыва газовой смеси весьма высока, атомы водорода не сразу соединяются в молекулы, на основании чего можно предполагать, что поток продуктов детонации есть не что иное, как поток атомарного водорода (протонов).

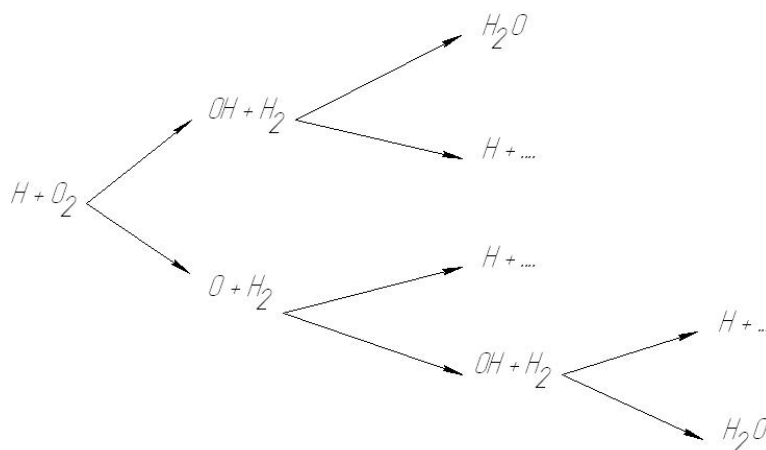


Рис.2. Цепная реакция процесса окисления водорода (взрыв гремучего газа)

Высокие скорости продуктов детонации и дисперсных частиц (порошка) обуславливают механическую активацию поверхностей соединяемых материалов. За счет высокой кинетической энергии частиц в момент соударения их с подложкой возможно увеличение температуры до 4000°C [4].

Наличие накопительной камеры в установке детонационно-газового напыления, имеющей профиль сопла, объясняется увеличением скорости истечения продуктов детонации [5].

Прочность сцепления получаемых покрытий определяется не только контактной температурой на границе раздела соударяющихся частиц с подложкой и временем их взаимодействия, но также и скоростью соударения частиц с подложкой. Однако полного понимания природы

влияния и вклада скорости напыляемых частиц в образование прочного сцепления между частицей и подложкой нет [4].

Полная энергия напыляемой частицы, включая тепловую и кинетическую, определяется выражением:

$$E_p = E_{pt} + E_{pk} = m \left[\left(\int_{T_{p2}}^{T_{p1}} c_p(T_p) dT_p + L \right) + 0,5v_p^2 \right]$$

где E_{pt} – тепловая энергия частицы;

E_{pk} – кинетическая энергия частицы;

m – масса частицы;

$c_p(T_p)$ – функциональная зависимость удельной теплоемкости частицы от ее температуры T_p ;

L – теплота плавления материала частицы;

v_p – скорость частицы.

Полученное выражение позволяет оценивать полное значение энергии напыляемой частицы при известной температуре их нагрева [4].

Предложенный способ взаимодействия дисперсных частиц напыляемого вещества в детонационно-импульсном потоке протонов и материала подложки даст возможность получить высокопрочное покрытие за счет высокой тепловой и кинетической энергии, где условия динамического и термического взаимодействия напыляемых частиц с подложкой возможно получить путем проведения ряда экспериментов.

Литература

1. Бартенев С.С., Федько Ю.П., Григорьев А.И. Детонационные покрытия в машиностроении. – Л.: Машиностроение, 1982. – 215с.
2. Якименко Л.М., Модылевская И.Д., Ткачек З.А. Электролиз воды. – М.: Химия, 1970. – 264с.

3. Райгородский В.М. Теория процессов горения и взрыва: учебное пособие. Ч.1. Теоретические основы процесса горения. – Саратов: Издательский центр «Наука», 2013. – 162с.

4. Шоршоров М.Х., Харламов Ю.А. Физико-химические основы детонационного газового напыления покрытий. – М.: Наука, 1978. – 224с.

5. Кириллин В.А. Техническая термодинамика: учебник для вузов. – М.: Издательский дом МЭИ, 2008. – 496с.

ИОННО-ЛУЧЕВОЙ ПУТЬ РАЗВИТИЯ МИКРО- И НАНОЭЛЕКТРОНИКИ В МЕДИЦИНСКОМ ПРИБОРОСТРОЕНИИ

С.А. Григорян, И.В. Перинская

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.В. Перинский

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

Ионная имплантация является одной из наиболее быстроразвивающихся технологических областей микроэлектроники, в том числе, микроэлектроники СВЧ, в медицинском приборостроении. В традиционной сфере своего применения – изготовление полупроводниковых структур – ионное легирование достигло совершенства эпитаксиальных методов как на кремнии так и на арсениде гелия.

Высокая технологичность ионно-лучевого процесса и качество результата позволяют предполагать, что в ближайшем будущем ионное легирование займет ведущее положение в области изготовления

полупроводниковых структур, по крайней мере тонких слоев арсенида гелия на сверхвысокочастотных приборах и схем.

Уникальные характеристики полупроводниковых структур достигаются при сочетании эпитаксиальных и ионно-лучевых методов. Конкурируя с эпитаксией при изготовлении дискретных элементов, ионное легирование является единственным целесообразным методом изготовления монолитно-интегральных схем (МИС) из-за недостаточной локальности других процессов.

В последние годы область применения ионной имплантации значительно расширилась благодаря распространению метода на другие технологические операции (ионно-лучевое травление и распыление материалов, фрезерование, пассивация, межэлементная изоляция и т.д.).

Разрабатывается наиболее перспективный метод формирования топологии интегральных схем – ионная литография. Перечисленные технологические операции, осуществленные отдельно, могут быть совмещены и в принципе реализованы в одной установке.

Возможности ионно-лучевых методов в полной мере раскрываются при создании монолитно-интегральных схем СВЧ диапазона на арсениде гелия. Локальность и ионная совместимость проводимых в вакууме ионных процессов, достаточно высокий уровень разработки технологии и возможность совершенствования оборудования ионной имплантации в сочетании с универсальным комплексом свойств материала арсенида гелия являются основой для создания замкнутого цикла монолитно-интегральной технологии.

Основные проблемы этого направления заключаются в совершенствовании методов создания ионно-лучевых аналогов недостающих технологических операций, объединения процессов легирования с другими технологическими операциями.

ЛАЗЕРНАЯ МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНА МАРКИ ВТ1-00

С.В. Телегин

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.Н. Лясников

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

В современной имплантологии для изготовления несущей конструкции широко используются биоинертные металлы, такие как титан и его сплавы. Придание высоких биосовместимых характеристик данным металлическим конструкциям достигается путем управления физико-химическими и биомеханическими характеристиками их поверхностного слоя [1]. Добиться этого позволяет модификация поверхности с образованием покрытий с высокими прочностными характеристиками. К таким покрытиям относятся металлокерамика на основе титана: оксиды Ti_xO_y , нитриды Ti_xN_y и оксинитриды TiN_xO_y титана [2]. Экспериментальные клинические исследования в России и за рубежом доказывают, что металлокерамические покрытия на имплантатах с развитой поверхностной структурой наилучшим образом способствуют приживлению и являются эффективным решением проблемы отторжения конструкций данного типа [3-5].

Для получения металлокерамических покрытий на поверхности титана марки ВТ1-00 предлагается использовать теплофизическое лазерное воздействие, позволяющее придать необходимую морфологию поверхности и повысить физико-механические свойства.

Целью проведения исследований явилось разработка процесса лазерной модификации титановой поверхности изделий медико-

технического назначения, заключающаяся в образовании металлокерамических соединений на основе титана с улучшенными функциональными характеристиками.

Металлокерамические покрытия формировались на плоских образцах из технически чистого титана ВТ1-00 ГОСТ 19807-91 толщиной 2 мм. Предварительная подготовка поверхности перед лазерной модификацией предусматривала шлифование и последующую очистку в растворе этилового спирта в ультразвуковой ванне УЗВ2-0,16/37. Поверхность подготовленных образцов подвергалась импульсной лазерной обработке (ИЛО) на Nd:YAG-лазерном технологическом комплексе «LRS-50» с длиной волны 1,064 мкм в воздушной среде при использовании различных вариантов сочетания технологических параметров, таких как напряжение лампы накачки U , длительность импульса τ , частота следования импульсов f и число импульсов N . Модификация образцов осуществлялась без оплавления и с оплавлением поверхности титановой основы.

Основным физическим процессом лазерной модификации поверхности титановой основы является ее нагрев, величина которого непосредственно зависит от подводимой энергии излучения, характеризуемой плотностью энергии.

Измерение и контроль плотности энергии лазерного излучения осуществлялось с помощью специального измерителя «Laserstar Orphi». Плотность энергии лазерного излучения Q на поверхности образцов при различных вариантах сочетания режимов обработки изменялась от $0,32 \times 10^7$ до $3,03 \times 10^7$ Дж/м².

Исследовались основные характеристики, предъявляемые к внутрикостным имплантатам, такие как химический состав, фазово-структурное состояние, морфология поверхностного слоя и физико-механические характеристики металлокерамических покрытий

сформированных при различных значениях плотностей энергии лазерного воздействия.

Морфология поверхностного слоя зависит от технологических режимов обработки. Анализ изображений микроструктур с помощью комплекса АГПМ-6М позволил определить в количественном виде структуры поверхностного, как составляющие морфологической гетерогенности поверхности, которая в свою очередь оказывает непосредственное влияние на процессы остеоинтеграции. Обработка с длительностью импульсов $\tau = 8$ мс приводит к формированию на поверхностном слое большого количества выступов со средним значением 0,51 мкм - и равномерностью распределения пор по поверхности.

Изменение энергетического воздействия лазерной модификации титановой основы позволяет регулировать основные параметры шероховатости поверхности в широкой диапозоне значений: R_a от 0,10 до 2,21 мкм, R_z от 0,46 до 16,2 мкм, R_{max} от 0,52 до 20,01 мкм и S_m от 12,5 до 61 мкм. Также существует возможность регулировать поверхностную пористость металлокерамических покрытий, которая варьируется от 20 до 61% со средним размером пор порядка 200 мкм.

При исследовании образцов под растровым электронным микроскопом было обнаружено, что сформированные крупные частицы состоят из частиц нанометрового масштаба.

Образование металлокерамических соединений на поверхности титана при лазерной модификации связано с насыщением титановой основы кислородом и азотом из газовой фазы при одновременном мартенситном превращении в поверхностном слое.

При низких значениях плотности энергии от $0,32 \times 10^7$ до $0,85 \times 10^7$ Дж/м² обработка осуществляется без оплавления поверхности, формируется тонкое металлокерамическое покрытие, состоящее из монооксида титана и α -Ti, которое не приводит к существенному

изменению морфологии и физико-механических свойств поверхностного слоя. При обработке Q свыше 1×10^7 Дж/м² происходит оплавление поверхности и сопровождаемое появлением в составе покрытия атомов азота и формированием фазы TiN, помимо фаз α -Ti и TiO.

Выявление фазы α -Ti может быть связано с толщиной покрытия или появлением дефектов различного типа в ходе лазерной обработки, в том числе сквозных пор.

Изменение элементного и фазового состава металлокерамических покрытий существенно отражается на микротвердости. Насыщение поверхностного слоя кислородом и азотом, с образованием фаз TiO и TiN совместно с мартенситным превращением, повышает микротвердость поверхностного слоя до 9,64 ГПа. Присутствие двух фаз увеличивает микротвердость, максимальное значение которой в 2,5 раза выше, чем у одноэлементного покрытия, состоящего из TiO и в 5 раз выше микротвердости исходной титановой поверхности, не подверженной ИЛО.

Проведенный анализ модифицированных образцов показал закономерность образования металлокерамических соединений на титановой основе, описывающую зависимость физико-химических и биомеханических характеристик поверхностного слоя от режимов технологического процесса лазерной модификации и соответственно от плотности энергии подводимой к обрабатываемой поверхности.

Установлена возможность модификация поверхностного слоя титана с образованием металлокерамических соединений без оплавления и с оплавлением поверхности.

Литература

1. Dorozhkin S. V. Bioceramics of Calcium Orthophosphates// Biomaterials. - 2013 (31), 1465—1485

2. Панасюк А. Ф., Ларионов Е. В., Саващук Д. А. II Журнал «Клиническая стоматология». Москва, 2004. С. 10.
3. Ji-Hyun Y Characterization of a bioactive nanotextured surface created by controlled chemical oxidation of titanium / Y. Ji-Hyun, Bernard C. Variola F.b, S.F. Zalza// Surface Science, 2006.- vol. 600.- P. 4613-4621.
4. Патент на изобретение №2526252 / Лясникова А.В., Лясников В.Н., Дударева О.А., Гришина И.П. // Способ изготовления внутрикостных имплантатов с многослойным покрытием. – 2014.
5. Патент на изобретение №2529262 / Лясникова А.В., Лясников В.Н., Дударева О.А., Гришина И.П. // Способ изготовления имплантатов. – 2014.

ФОРМИРОВАНИЕ КОНСТРУКТИВНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ИСКУССТВЕННЫХ КЛАПАНОВ СЕРДЦА МЕТОДОМ ОСАЖДЕНИЯ УГЛЕСИТАЛЛА НА ГРАФИТОВЫЕ ОСНОВЫ

А.А. Каплей, К.К. Скрипаченко, В.А. Кошуро, С.Я. Пичхидзе

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

Требования, предъявляемые к имплантируемым конструкциям, можно феноменологически разделить на 3 группы: совместимость материала и среды, в которой он должен функционировать; соответствие механических и физических свойств материала функции, выполняемой протезом; технологичность и экономичность производства.

Основные элементы механических искусственных клапанов сердца, изготавливаются из следующих биоинертных материалов:

- пришивные манжеты: полипропилен; фторопласт; полиуретан; политетрафторэтилен (ПТФЭ, тефлон); полиэстер; дакрон, лавсан;
- запирающие элементы двустворчатые: пиролитический углерод; углеситалл; титан или графит, с покрытием из пиролитического углерода;
- корпуса механических клапанов: полипропилен; поликарбонат; графит, титан, конструкционные сплавы на основе титана или железа с покрытием на основе пиролитического углерода.

В настоящее время широкое распространение в производстве протезов клапана сердца (ПКС) получил пироуглерод, в качестве покрытий титановой основы или, как отдельного конструкционного материала. Пиролитический углерод имеет сходную с графитом структуру. Плотность пиролитического углерода составляет 1,5-2,2 кг/м³, твердость 2,7-2,8 ГПа, предел прочности на изгиб 0,4-0,5 ГПа, Модуль Юнга 27-31 ГПа, деформация разрушения 1,5-2,0 %, сопротивление на излом 0,9-1,1 МПа/м.

На поверхности имплантируемых конструкций из пироуглерода в процессе эксплуатации образуется электростатический заряд, отталкивающий клетки крови [1].

Корпус для клапана сердца изготавливается методом термического осаждения из углеситалла марки УСБ-М, изотропного пироуглеродного материала, получаемого путём направленной кристаллизации при пиролизе углеводородов с добавлением хлоридов металлов.

Для повышения экономичности технологического процесса изготовления ПКС из углеситаллов, была модернизирована конструкция реактора с внутренним диаметром 230 мм и высотой 1000 мм (рис.1). Углеситалл осаждается на внутренней поверхности одной цилиндрической подложки с внутренним диаметром около 170 мм.

Реактор (рис.1) состоит из охлаждаемого проточного корпуса 9 с входным каналом 1, выходным каналом 4 и расположенными в нем круговым электронагревателем 8, верхним 2 и нижним 5

подложкодержателями и графитовой подложкой 3, выполненной в виде полого цилиндра или близкой к цилиндрической форме полого усеченного конуса. Для контроля температуры графитовой подложки в стенке кругового электронагревателя 8 и в стенке корпуса 9 имеются смотровые отверстия 6 и 7, последнее из которых загерметизировано жаропрочным стеклом. Трафаретная подложка выполнена из двух полуцилиндров для облегчения извлечения конструкционного материала в форме цилиндра, выращенного из газовой фазы.

Принцип работы реактора следующий: на нагреватель из графита от источника питания подаётся электрический ток, в результате чего температура нагревателя повышается до 1500 °С. Для того, чтобы не произошло окисление графита, в трубе реактора создаётся высокий вакуум от 1×10^{-1} до 1×10^{-7} Па посредством вакуумного насоса ИМ5.

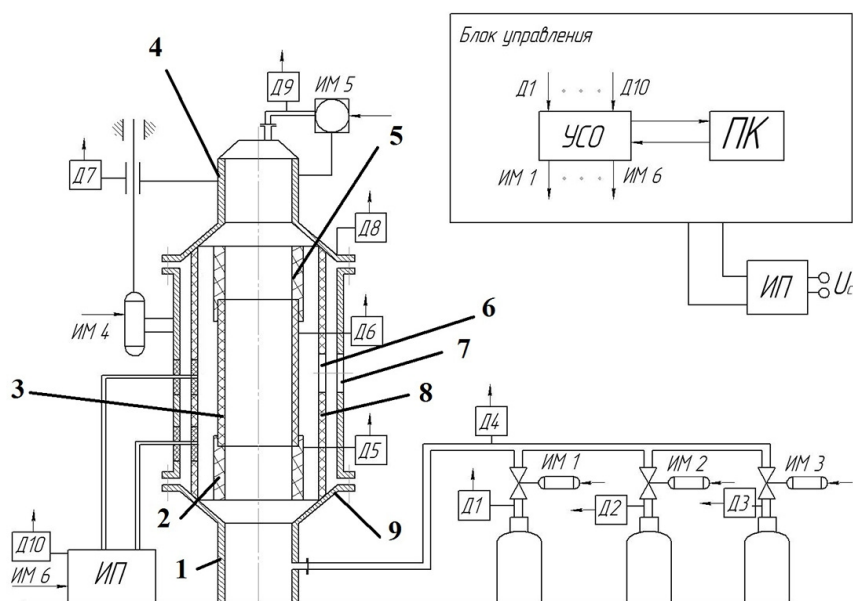


Рис. 1. Устройство для получения пироуглерода

В реактор из баллона закачивают газ метан, при нагревании которого происходит пиролиз. Продукты пиролиза (углерод) осаждаются на графитовую подложку специальной формы 3, поверхность которой эквидистанта поверхности нагревательного элемента 8. Благодаря

предварительному осаждению на графитовую подложку термокомпенсационной прослойки анизотропной структуры исключается возникновение внутренних напряжений в выращенном массиве углеситалла за счет отсутствия сильной адгезии с подложкой. При выполнении графитовой подложки в виде полого тела вращения цилиндрической формы обеспечиваются одинаковые условия осаждения конструкционного материала по всему периметру поверхности осаждения подложки, и тем самым – однородность свойств получаемого материала.

В течение всего цикла осаждения конструкционного материала в камере осаждения поддерживают постоянными: температуру поверхности и удельный массовый расход подаваемого газа или газовой смеси на единицу площади поверхности осаждения, с помощью датчиков Д5, Д6 и Д4, соответственно. По мере роста слоя конструкционного материала на поверхности осаждения, расход подаваемого в камеру реактора газа или газовой смеси уменьшают регулированием вентилей ИМ1, ИМ2 и ИМ3, для поддержания постоянной скорости газового потока в камере осаждения, то есть удельного массового расхода вводимого газа. Для получения слоя углеситалла необходимой толщины (4 - 6 мм) процесс длится 15 - 20 часов.

По завершении процесса, нагрев устройства отключают и в течение 6 - 8 часов его охлаждают под вакуумом до комнатной температуры. После охлаждения и подъема верхней части устройства посредством механизма ИМ4, полученный конструкционный материал в виде цилиндра отделяют от графитовой подложки. Выращенный цилиндр конструкционного материала затем разрезают на черновые заготовки (согласно технической документации) с максимальным размером по окружности 20 мм для последующей обработки как запирающего элемента ПКС. При диаметре подложки, например, 170 мм и указанном размере черновой заготовки, последняя получается близкой к плоской форме и требует минимальных

затрат для ее доводки до необходимых параметров [2]. Далее посредством обработки резанием формируются конструктивные элементы ПКС (основы, запирающие элементы). Из полученного материала также возможно путем обработки резанием возможно изготовление стоматологических внутрикостных имплантатов [3]. В качестве финишной обработки применяется полировка. Для получения поверхности с низкой шероховатостью рекомендуется использовать процессы обработки, совмещенные с воздействием ультразвука [4].

Полученный массив углеситалла имеет однородную структуру (рис.2. а) с пористостью $\approx 20\%$ (рис. 2. б)

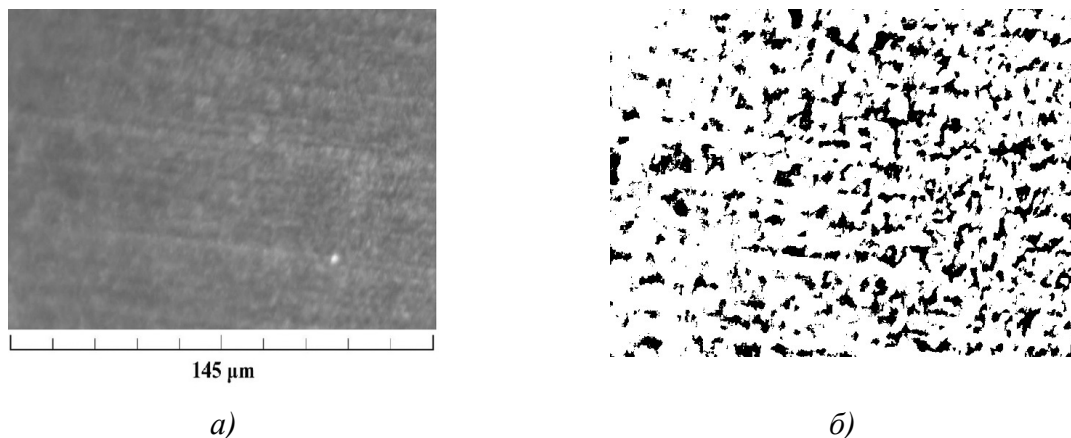


Рис. 2. Структура массива углеситалла (а) и выделенная пористость (б)

Разработанная схема реактора позволяет получать керамические материалы на основе углеситалла с низкой пористостью, и, следовательно, с высокими механическими свойствами [2...4].

При разработке технологии изготовления элементов ПКС из пиролитического углерода и углеситалла, следует учитывать требования, предъявляемые к материалам. Надежность, биосовместимость и другие характеристики протезов непосредственно зависят от свойств материалов, из которых они состоят, поэтому технологии требуют постоянной оптимизации и усовершенствования для улучшения механических и физико-химических свойств материалов.

Литература

1. Искусственный клапан сердца Cardiamed [Электронный ресурс].- Научно-производственное предприятие МедИнж, 2012.
2. Патент РФ № 2163105. Способ получения заготовок эндопротезов из углеродсодержащего материала и устройство для получения заготовок эндопротезов из углеродсодержащего материала. Татаринов В.Ф. 20.02.2001.
3. Патент РФ №2284792. Имплантат зубной из изотропного пиролитического углерода. Татаринов В. Ф. Заявл. 10.10.2006.
4. Бекренев Н.В. Керамика и ситаллы в приборостроении. Свойства. Технологические процессы обработки. Инструменты. Учебное пособие для студентов специальностей 190100, 160403 под ред. В. Н. Лясникова / Н. В. Бекренев, Р. С. Великанов, О. А. Дударева// Саратов, СГТУ, 2006 – 160с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ КИНЕТИКИ АДСОРБЦИИ ПРИРОДНЫХ СТРУКТУР НА ПОЛИМЕРНОЙ МАТРИЦЕ

А.В. Косарев, Н.В. Веденеева, Е.И.Тихомирова

Научный руководитель: д.б.н., профессор Е.И. Тихомирова

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

Расчет адсорбционной емкости применяемых в процессе водоочистке сорбентов является важной задачей, стоящей перед производителями данных продуктов. Эта задача решается с помощью построения изотермы сорбции после проведения серии экспериментов и дальнейшей интерпретацией полученных результатов в рамках

существующих моделей сорбции либо разработанных моделей специально для исследуемой системы [1].

Нами разработана математическая модель изменения бактерицидной эффективности раствора, фильтруемого через адсорбционную систему на основе модифицированного полимера-анионита. Антибактериальные свойства фильтрующей загрузки реализовывались за счет нанесения полимера на анионообменную смолу. При использовании небольших объемов проб была доказана эффективность загрузки в отношении кишечной палочки, однако экспериментально оценить «биологическую» сорбционную емкость оказалось достаточно трудно. Поэтому для решения данной проблемы необходимо провести математическое моделирование.

Процесс фильтрации, реализуемый в статических условиях, может быть представлен нижеследующим образом. Удельная бактерицидная активность задается так:

$$B = \frac{dN}{dm}, \quad (1)$$

где N - количество бактерий в исходном растворе, КОЕ/мл, m - масса бактерицида. Величина B с рамках разработанной нами модели, задается степенной функцией

$$B = k_s N^{-n}, \quad (2)$$

где k_s – коэффициент, характеризующий бактерицидную эффективность модифицированного полимером адсорбента; n - коэффициент, характеризующий интенсивность этого процесса.

Линеаризация уравнения (2) в логарифмических координатах приводит к соотношению:

$$\lg B = \lg k_d - n \lg N \quad (3)$$

Таким образом, величины параметров k_s и n могут быть определены так:

$$k_s = 10^b, \quad (4)$$

$$n = -tg\alpha, \quad (5)$$

где α – тангенс угла наклона прямой, заданной соотношением (3), b – вертикальная отсечка на оси ординат этой зависимости.

Процесс фильтрации, реализуемый в динамических условиях, может быть представлен так. В результате пропускания раствора, содержащего бактериальную культуру, пропущенного через фильтрующую систему, происходит взаимодействие бактерий с активными центрами полимерной системы, в результате чего происходит снижение концентрации бактериальной культуры в растворе. Понижение бактерицидной эффективности полимерной матрицы в ходе ее взаимодействия с бактериальной культурой, может быть записано следующим образом:

$$\frac{dB}{dv} = -k_d v^2, \quad (6)$$

где v – скорость фильтрации.

Преобразование и последующее интегрирование уравнения (6), проведенное следующим образом:

$$\int_{B_0}^B dB = -k_d \int_0^v v^2 dv \quad (7)$$

Краевое условие данного дифференциального уравнения следующее:

$$B = B_0 \big|_{v=0}, \quad (8)$$

где B_0 – бактерицидная эффективность системы при скорости фильтрации, равной нулю ($v=0$).

Преобразование уравнения (7) с учетом условия (8) приводит к соотношению:

$$\Delta B = -\frac{k_d v^3}{3} \quad (9)$$

Линеаризация данной зависимости позволяет привести выражение (9) к виду:

$$-\ln \Delta B = \ln \frac{k_d}{3} + 3 \ln v \quad (10)$$

Таким образом, линеаризация экспериментальной зависимости бактерицидной эффективности B от скорости фильтрации v может быть проведена в координатах $-\ln \Delta B$ vs $\ln v$. Величина k_d может быть определена из значения вертикальной отсечки данной линейной зависимости, величина B_0 определяется в эксперименте для статических условий.

Результаты работы актуальны в решении задач промышленной экологии, а также экологической физикохимии.

Литература

1. Карнаухов А.П. Адсорбция. Текстура дисперсных и пористых материалов. М: Наука, 1999. – 470 с.

АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА ПРОЦЕССА ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОКРЫТИЙ НА ИЗДЕЛИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

Н.В. Протасова, А.В. Чулюков, Н.Ю. Черней, Т.В. Горелкина

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

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

Большую роль в создании изделий медицинской техники, играют современные технологии, среди которых к наиболее перспективным можно отнести нанотехнологию и электроплазменные методы обработки.

Эти технологии в частности позволяют создавать на поверхности изделий пористые покрытия, которые выполняют одновременно функции несущей износостойкой поверхности и емкости, а также транспортного средства для активных веществ, обеспечивающих долгую и эффективную работу деталей и узлов.

Плазменное напыление позволяет формировать высококачественные покрытия, используемые в различных областях науки и техники. Только неполный перечень областей применения плазмонапыленных покрытий составляет 70 в 14 основных отраслях производства. Из этого обширного перечня можно выделить несколько групп покрытий, применяемых в разных отраслях и характеризующихся резким различием характеристик и служебным назначением.

К одной из таких групп можно отнести покрытия из материалов, обладающих хорошей биологической совместимостью с живыми тканями организма. Использование их в медицине получило развитие на основе достижений, полученных при разработке и исследовании процессов электроплазменного напыления пористых покрытий на деталях машино- и приборостроения. Они выполняются на различных внутрикостных и внутритканевых имплантатах, способствуя врастанию ткани в основу имплантата и его вживлению. Биосовместимые покрытия характеризуются максимально возможной пористостью и активной поверхностью. На их функционирование в живой ткани оказывает отрицательное влияние неоднородность структуры покрытия. Поэтому для улучшения процессов вживляемости имплантатов необходимо формирование максимально однородных покрытий.

Изменением режимов напыления и применением дополнительных физико-технических воздействий, как показывают исследования последних лет, можно регулировать общую величину пористости, распределение пор по размерам, повысить однородность структуры и морфологии. Однако это

не решает всех проблем эксплуатации износостойких покрытий.

Основным структурным образованием плазменного покрытия является каркас из напыленных частиц порошка. В каркасе покрытия содержатся макро- мезо и микропоры, которые образуются вследствие плотной упаковки твердых частиц порошка. Кроме указанных пор, каркас покрытия содержит также наноканалы, которые образуются внутри объема напыленных частиц вследствие особенностей кристаллизации материала этих частиц в условиях больших градиентов температурного и деформационных полей.

Каркас покрытия, структурированный макропорами и наноканалами, представляет собой сложную гидравлическую систему, в которой макропоры являются емкостью для длительного хранения активного вещества, а наноканалы обеспечивают транспортировку жидкого вещества за счет капиллярных явлений.

Очевидно, что интенсивность поступления активного вещества в рабочую зону должна регулироваться в зависимости от назначения изделия.

В связи с этим представляет большой практический интерес задача формирования плазменного покрытия с прогнозируемой структурой пористых образований.

Сложность решения данной задачи возникает, прежде всего, по причине корреляционной связи пористости покрытия с его адгезионной прочностью. Чем выше степень пористости покрытия, тем ниже его прочность. В связи с этим необходимо выбирать допустимое значение этих двух свойств покрытия таким образом, чтобы пористость и адгезионная прочность покрытия соответствовали требованиям к конкретному типу изделий. Очевидно, что решить данную задачу можно только на основе изучения физических закономерностей, связанных с формированием плазменных покрытий.

Среди большого многообразия изделий с плазмонапыленными покрытиями можно выделить две группы, характеризующиеся взаимодействием с окружающей средой:

1. контактирующие с каким-либо твердым телом;
2. не контактирующие с твердыми телами.

Ко второй группе можно отнести различные защитные и декоративные покрытия, находящиеся в контакте с жидкостями или газами; эмиссионные и антиэмиссионные покрытия; а также газопоглощающие покрытия, работающие в условиях вакуума, и им подобные. Для этих покрытий наиболее важными свойствами помимо адгезионной прочности являются удельная поверхность и суммарная пористость, определяемые микрорельефом поверхности и его структурой. При этом для работоспособности изделия не важно распределение пор по объему покрытия, их размеры и форма. Принципиальным является определенная величина пористости и удельной поверхности.

Покрытия первой группы находятся в более сложном взаимодействии с внешней средой. Помимо воздействия химических факторов, характерных для второй группы, здесь имеет место непосредственный механический контакт двух тел. К покрытиям первой группы можно отнести твердые износостойкие покрытия на парах трения (гидростатические и гидродинамические опоры), а также биоконпозиционные покрытия. При этом наряду с адгезионной прочностью и общей пористостью важное значение имеет размер пор, равномерность их залегания в объеме покрытия, а в ряде случаев и форма. Также в парах трения, работающих в условиях жидкостной смазки, весьма важна величина шероховатости поверхности, особенно - опорная поверхность, размеры впадин и шаг элементов, поскольку они обеспечивают условия размещения смазки в своеобразных «микрокарманах», что создает эффект постоянной масляной подушки,

снижает износ элементов пары и уменьшает коэффициент трения. В прецизионных парах особенно важна стабильность функционирования, которая может быть обеспечена только при равномерном характере распределения элементов структуры покрытий на обоих телах пары. При нарушении этого условия возможен преимущественный износ какого-либо участка, что вызывает сбои в работе устройства и в конечном случае приведет к катастрофическому износу и разрушению детали. Очевидно для особо ответственных пар трения (типа газодинамических или гидростатических опор) необходимо формировать структуру покрытия, соответствующую таковой на ответной детали, что обеспечит восстановление нарушенных условий контакта.

Таким образом, можно заключить, что в настоящее время электроплазменное напыление покрытий с параметрами, соответствующими параметрам пористой структуры находящегося с ними в контакте объекта, вследствие отсутствия научного обоснования представляет собой достаточно сложную актуальную проблему. В данной проблеме можно выделить следующие основные направления, разработка которых необходима для повышения качества покрытий, получаемых электроплазменным напылением:

1. Формирование на поверхности покрытия микрорельефа с заданными по условиям функционирования конкретного изделия величинами агломератов и углублений, определяющими его шероховатость.

2. Формирование пористой структуры, поры которой имеют размеры и форму, соответствующие контактирующему объекту для получения заданных упруго-демпфирующих характеристик.

3. Обеспечение адгезии покрытия, минимально достаточной для противодействия силам, действующим в контакте объектов при их взаимодействии.

4. Разработка методологии определения технологических режимов электроплазменного напыления, обеспечивающих стабильное получение покрытий с параметрами, соответствующими заданным условиям контактного взаимодействия, а также оптимальной технологии изготовления ответственных деталей с покрытиями, обладающими однозначно прогнозируемыми параметрами адгезии и структуры.

Рассмотрены теоретические представления и экспериментальные данные о процессах, протекающих при плазменном напылении, которые охватывают широкий круг вопросов взаимодействия дисперсного материала с потоками высокотемпературных плазмы, взаимодействием индивидуальной напыляемой частицы с поверхностью напыления, формированию из отдельных частиц каркаса покрытия, особенность его структуры. Установлено, что среди комплекса различных физико-химических и механических факторов определяющих качество покрытия и особо важное значение имеет процесс активации химических процессов в контакте «напыляемая частица-поверхность основы». Исследование этих вопросов посвящены работы Н.Н. Рыкалина, В.В. Кудинова, Ю.А. Харламова и многих других отечественных и зарубежных ученых. Проведенный анализ показывает, что одним из перспективных направлений решения указанной выше проблемы обеспечения качества покрытий является разработка комбинированных технологий плазменного напыления и активации поверхности физико-техническими методами.

В связи с вышеизложенным, дальнейшая исследовательская работа была посвящена решению проблем получения покрытий с прогнозируемыми показателями качества пористости и адгезионной прочности на основе применения комбинированного метода активации поверхности изделий.

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. Протасова Н.В. 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.
3. Лясникова А.В., Дударева О.А. Технология создания многофункциональных композиционных покрытий / А.В. Лясникова, О.А. Дударева. - М.: Спецкнига, 2012. - 301 с.
4. Перинская И.В., Перинский В.В., Лясников В.Н. Ионно-лучевая нанотехнология и компоненты СВЧ устройств / И.В. Перинская, В.В. Перинский, В.Н. Лясников. - Саратов: ИЦ «Наука», 2012. - 142 с.
5. Лясникова А.В., Лясников В.Н. Внутрикостные имплантаты в стоматологии / А.В. Лясникова, В.Н. Лясников. - Саратов: электронное научное издание. - ФГУП НТЦ «Информрегистр», Депозитарий электронных изданий, 2013. - 759с. (Регистрационное свидетельство №0321303181).
6. Лясников В.Н., Лясникова А.В. Плазменное напыление в промышленности и медицине: возможности, проблемы, перспективы: монография / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова. Днепропетровск: ФОП Середняк Т.К, 2014. - 924 с.
7. Теоретические основы разработки плазменных технологий и оборудования: монография / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Дударева,

И.П. Гришина, О.А. Маркелова. Днепропетровск: ФОП Середняк Т.К, 2014. - 880 с.

8. Лясникова А.В. Проектирование электроплазменных технологий и автоматизированного оборудования / С.М. Лисовский, В.М. Таран, А.В. Лясникова. - М.: Моск. гос. техн. ун-т им. Н.Э. Баумана, 2005. - 256 с.

9. Таран В.М., Лясникова А.В. Моделирование наноструктурированных покрытий эндопротезов медицинского назначения методом статистических испытаний / В.М. Таран, А.В. Лясникова // Натотехника. - 2010. - № 3 (23). - С. 82-85.

10. Таран В.М., Лясникова А.В. Методика адаптивного проектирования нанообъектов / В.М. Таран, А.В. Лясникова // Технология металлов. - 2011. - № 2. - С. 10-15.

11. Лясникова А.В., Таран В.М., Дударева О.А. Адаптивная система управления процессом плазменного напыления покрытий / Вестник Саратовского государственного технического университета. - 2011. - № 1 (53). - С. 152-161.

12. 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.

13. Протасова Н.В., Гришина И.П., Таран В.М., Лясникова А.В. Исследование влияния активации поверхности основы дуговым разрядом в процессе напыления на адгезионно-когезионные характеристики плазменного покрытия / Н.В. Протасова, И.П. Гришина, В.М. Таран, А.В. Лясникова // Вестник СГТУ. 2012.-№2 (66).-Вып.2-С.147-152.

14. Lyasnikova A.V. Improvement of plasma coating used in medicine / V.M. Taran, A.V. Lyasnikova, N.V. Protasova, O.A. Dudareva // Biomedical Engineering. - Vol. 46. - № 4. 2012 - Pp. 134-137.

НОВЫЙ СПОСОБ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ

С.Ю. Добдин

Научные руководители: д.ф.-м.н., профессор Д.А. Усанов,
д.ф.-м.н., профессор А.В. Скрипаль

*Саратовский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

Для проведения измерений внутриглазного давления обычно используемыми методами требуется обеспечить контакт между глазным яблоком и специальным грузом, что вызывает необходимость обезболивания глаза пациента [1]. В известных неинвазивных методах измерения внутриглазного давления в качестве нагрузки используется пневмоимпульс [2,3]. Для бесконтактного определения характеристик механических деформаций в этом случае, в том числе в динамике, перспективно применить метод, основанный на использовании полупроводникового лазерного автодина. Данный метод позволяет измерять величину деформаций не только точно, но и по всей плоскости деформированной поверхности.

Для оценки ВГД предложено использовать изменение отношения двух параметров (величины прогиба и ускорения, измеряемых одновременно). Измерение именно этого параметра позволит при использовании описанного метода уменьшить ошибку измерений офтальмотонуса, связанного с различной толщиной оболочки, мощностью воздушного импульса и расстоянием от поверхности глаза до измерителя [4].

Были проведены экспериментальные исследования, доказывающие применимость лазера для измерения ВГД *in vivo*. Все исследования были проведены в клинике глазных болезней Саратовского государственного медицинского университета, под наблюдением опытных врачей офтальмологов. Исследование проводилось при информированном согласии пациентов.

Голова пациента, перед проведением измерений, фиксировалась при помощи лобно-подбородной опоры. Экспериментальные исследования проводились в два этапа. На первом этапе проводилось измерение внутриглазного давления разработанным устройством и Canon Full Auto Tonometr TX – F10 (CFAT). На втором этапе измерялось ВГД разработанным устройством и CFAT, после закапывания препарата “Дуотрав”, понижающего ВГД. Препарат является комбинированного действия, состоит из 2-ух активных веществ: травопроста и тимолола. Имеет двойное действие: увеличивает увеосклеральный отток и уменьшает образование водянистой влаги. После измерений сравнивались величины прогиба склеры до и после закапывания капель.

Анализ сигналов показал, что значения максимального прогиба и ускорения склеральной оболочки до закапывания препарата оказались меньше, чем после закапывания. Контроль ВГД пневмотонометром CFAT подтвердил уменьшение давления после закапывания препарата. Результаты показали, что величины прогиба и ускорения склеральной оболочки от пневмоимпульсов, измеренные через час после закапывания препарата, увеличились для прогиба (ΔZ) на 33,5 %, для ускорения (a) на 25,9 %. Отношение прогиба к ускорению ($\Delta Z/a$) увеличилось на 6,0 %.

Таким образом, в работе представлен новый способ, позволяющий проводить бесконтактное измерение внутриглазного давления.

Литература

1. Аветисов С.Э., Бубнова И.А., Антонов А.А. Исследование влияния биомеханических свойств роговицы на показатели тонометрии // Бюллетень Сибирского отделения Российской академии медицинских наук. 2009. № 4. – С.30-33.
2. Штейн А.А. О зависимости давление - объем для нагруженного извне глазного яблока // Известия Российской академии наук. Механика жидкости и газа. 2010. № 2. – С.12-22.
3. Любимов Г.А. История развития и биомеханическое содержание измерения внутриглазного давления по методу Маклакова // Глаукома. 2006. №1. – С.43–49.
4. Патент РФ №2485879 МПК А61В3/16. Способ измерения внутриглазного давления / Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Опубл: 27.06.2013. Заявка № 2011143097 от 26.10.2011, РФ. 9 с.

**ОБЕСПЕЧЕНИЕ КАЧЕСТВА МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ
СЛОЖНОЙ КОНФИГУРАЦИИ НА ОСНОВЕ КОМБИНИРОВАНИЯ
ТЕХНОЛОГИЙ АКТИВАЦИИ ПОВЕРХНОСТИ
И ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОКРЫТИЙ**

Н.В. Протасова, В.А. Протасова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

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

Целью работы являлось повышение качества медицинских изделий с электроплазменными покрытиями, а именно получении покрытий

внутрикостных имплантатов с прогнозируемым сочетанием адгезионно-структурно-морфологических характеристик, необходимым для реализации их заданных функций за счет разработки теоретико-экспериментальных основ комбинированного технологического процесса электроплазменного напыления с совмещенной активацией поверхности физико-техническими методами.

Теоретические исследования выполнялись с использованием базовых положений и фундаментальных основ электроплазменного напыления, физики твердого тела, физики газоразрядной плазмы, электродуговых процессов, технологии машиностроения, материаловедения, теории тепломассопередачи. В исходных выражениях применены базовые уравнения математической физики.

Экспериментальные исследования выполнялись с использованием теорий планирования эксперимента и регрессионного анализа.

При выполнении исследований использовались стандартные и оригинальные авторские методики с применением современной технологической и аналитической аппаратуры: установка плазменного напыления типа ВРЕС, ультразвуковая ванна ПБС-ГАЛС, электронные весы Scout (SPU202), экспериментальная электрохимическая ячейка, ультразвуковой генератор УГТ-901, аппарат абразивно-струйной обработки «Чайка-20», атомно-силовой мультимикроскоп СММ-2000, компьютерный анализатор изображений микроструктур АГПМ-6М, лазерный микроанализатор «Спектр-2000», рентгеновский дифрактометр «ДРОН-4», спектрометр РНІ-6300, профилограф «Калибр 170623», сканирующий электронный микроскоп Philips SEM-515 и др.

В результате выполнения исследований получены следующие результаты:

1. Предложены технологические схемы напыления плазменных покрытий на основе применения комбинированных физико-технических

методов активации поверхности, улучшающие качество обрабатываемых изделий, применительно к производству медицинских изделий.

2. Разработаны технологические рекомендации по определению оптимальных режимов электроплазменного напыления покрытий с совмещенной активацией поверхности напыления газовыми разрядами для медицинских изделий.

3. Создано методическое обеспечение для проектирования технологий электроплазменного напыления покрытий, совмещенного с комбинированными физико-техническими методами активизации поверхности напыления, направленных на повышение эффективности и разработку новых плазменных технологий.

Литература

1. Протасова Н.В. 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.

2. Лясникова А.В., Дударева О.А. Технология создания многофункциональных композиционных покрытий / А.В. Лясникова, О.А. Дударева. - М.: Спецкнига, 2012. - 301 с.

3. Лясникова А.В. Проектирование электроплазменных технологий и автоматизированного оборудования / С.М. Лисовский, В.М. Таран, А.В. Лясникова. - М.: Моск. гос. техн. ун-т им. Н.Э. Баумана, 2005. - 256 с.

4. 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.

5. Melnikova I., Lyasnikova A., Lyasnikov V. Improving the quality of biocompatible plasma-sprayed intraosseous implant coating / I. Melnikova, A. Lyasnikova, V. Lyasnikov // Eastern-European Journal of Enterprise Technologies.-2013.-2/5 (62).-P.42-46.

6. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Веселухина С.В. Гринев В.С., Сурменко Е.Л. Влияние импрегнации наноструктурированным бемитом на структуру и свойства плазмонапыленных керамических покрытий / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, С.В. Веселухина, В.С. Гринев, Е.Л. Сурменко // Письма в ЖТФ. - 2014. - Т.40. Вып.19. - С.34-41.

МЕТОДИКА ОЦЕНКИ ПАРАМЕТРОВ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ С ЗАПАЗДЫВАНИЕМ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРИРОДЫ, ДИНАМИКА КОТОРОЙ БЛИЗКА К ПЕРИОДИЧЕСКОЙ

Ю.М. Ишбулатов

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент А.С. Караваев

*Саратовский государственный университет
имени Чернышевского Н.Г., г. Саратов*

Многие оптические, электронные и механические колебательные системы можно описать с помощью моделей в виде дифференциальных уравнений с запаздыванием. Особую роль такие модели играют в исследовании систем биологической природы. Их использование в этой области позволяет разработать методы оценки параметров изучаемых живых систем. Таким образом, решение задачи реконструкции моделей с запаздыванием позволяет получить целый ряд практически полезных результатов, включая прогноз поведения живых объектов при развитии патологий, моделирование действия лекарственных препаратов и т.д.

Ранее нами были предложены методы реконструкции моделей с запаздыванием [1-2], имеющих хаотические временные реализации. Эти методы продемонстрировали хорошую работоспособность в том числе, при анализе данных натурного эксперимента, однако, они оказались неприменимыми для оценки параметров моделей широкого класса биологических объектов, которые демонстрируют динамику близкую к периодической [3]. Периодические временные реализации таких систем несут меньше информации [4-5] и требуют применения специализированных методов. Разработка такого подхода на примере реконструкции модельного уравнения, предложенного в [3] по экспериментальной реализации, динамика которой близка к периодической, является целью данной работы.

Принцип действия предложенного нами метода основан на использовании дополнительной системы с синхронным откликом, аналогично схеме, используемой в системе связи [6]. Временной ряд исследуемой системы подается на вход динамической модели, имеющей структуру, аналогичную исследуемой системе, но петля обратной связи вспомогательной системы разрывается вычитателем. Если параметры вспомогательной системы идентичны параметрам исследуемой, то на выходе вычитателя будет присутствовать строгий нуль. При наличии измерительных шумов и искажений в канале измерения выход будет не нулевым, но интенсивность осцилляций будет минимальна при правильном выборе параметров [6]. Таким образом, минимизируя целевую функцию - дисперсию D сигнала на выходе вычитателя, возможно оценить значения параметров модели.

Для проверки работоспособности предложенного метода и демонстрации его эффективности в рамках численного эксперимента проводилась реконструкция по временным реализациям модели системы барорефлекторной регуляции кровяного давления, предложенной в [3]:

$$\varepsilon \dot{x}(t) = -x(t) + f(x(t - \tau)), \quad (1)$$

где ε – параметр, определяющий инерционные свойства системы, τ – время запаздывания, f – сигмоидальная функция, которую при реконструкции мы аппроксимируем, как $f(t) = a * \tanh(b * t)$, где a и b – эмпирически подобранные для аппроксимации экспериментальной зависимости параметры. В соответствии с [3] один из наборов параметров, типичных для человека: $\varepsilon = 2$; $\tau = 3,6$; $a = 1,51$; $b = 1$.

Как показали результаты численного моделирования, предложенный метод позволяет с высокой точностью оценить значения параметров модели даже при наличии в канале измерения шумов со среднеквадратичным отклонением в 7% от среднеквадратичного отклонения реализации автономной системы и линейного искажения, ослабляющего мощность сигнала в канале связи в 100 раз. Также на систему осуществлялось не учитываемое явно во вспомогательной системе воздействие экспериментальной записью сигнала дыхания со среднеквадратичным отклонением в 15%. Сигнал дыхания вносился в систему перед инерционным элементом. Результаты реконструкции произведенной по временной реализации длиной 10 минут (60 характерных периодов), представляющие собой сечения зависимости дисперсии D от перебираемых значений управляющих параметров ε , τ , a и b представлены на Рис. 1(а-г).

Предложен специализированный метод, ориентированный на реконструкцию значений управляющих параметров моделей систем биологической природы, для которых характерны близкие к периодическим режимы колебаний. Принцип действия предложенного нами метода основан на использовании дополнительной системы с синхронным откликом. Результаты численного моделирования показали хорошую устойчивость методики к измерительному шуму и линейным искажениям в канале измерения. Полученные результаты свидетельствуют

о перспективности использования этого метода для оценки параметров системы барорефлекторной регуляции кровяного давления млекопитающих в натурном эксперименте.

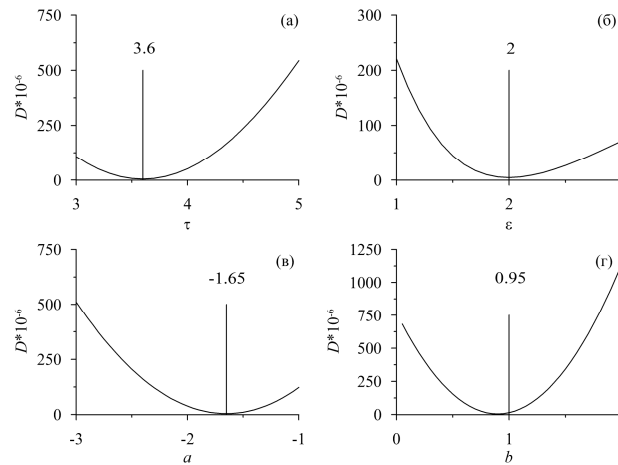


Рис. 1. Сечения зависимости дисперсии сигнала на выходе вычитателя вспомогательной системы при прочих параметрах системы, фиксированных на значениях, соответствующих минимуму дисперсии. (а) – $D(\tau)$; (б) – $D(\epsilon)$; (в) – $D(a)$; (г) – $D(b)$. В системе присутствовал измерительный шум со среднеквадратичным отклонением в 7% от среднеквадратичного отклонения реализации автономной системы и не учитываемое явно воздействие дыханием в 15%. Также в систему было внесено линейное искажения, уменьшающее мощность сигнала 100 раз и моделирующее линейные искажения измерительным преобразователем. Длина реализации составила 10 минут (60 характерных периодов)

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта НШ-1726.2014.2, РФФИ 12-02-00377.

Литература

1. Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. Восстановление моделей скалярных систем с запаздыванием по временным рядам. – Письма в ЖТФ, 2001. – 27т. – 10в. – 43с.
2. Bezruchko B.P., Seleznev Ye.P., Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D., Smirnov D.A., Dikanev T.V., Sysoev I.V., Karavaev A.S. Special approaches to

global reconstruction of equations from time series. – Izv. VUZ "AND", 2002. – 27v. – 10№. – 137p.

3. Ringwood J., Malpas S. Dynamic relationship between sympathetic nerve activity and renal blood flow: a frequency domain approach. – American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology, 2001. – 280v. – 4№. – R1105-R1115p.

4. Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D. Recovery of systems with a linear filter and nonlinear delay feedback in periodic regimes. – Phys. Rev. E, 2008. – 78v. 066207.

5. Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I. Reconstruction of time-delay systems using small impulsive disturbances. – Phys. Rev. E, 2009. – 80v. 066206.

6. Пономаренко В.И., Караваев А.С., Глуховская Е.Е., Прохоров М.Д. Система скрытой передачи информации на основе системы с запаздыванием с переключаемым временем задержки. – Письма в ЖТФ, 2012. – 38т. – 1в. – 103с.

АКТИВНЫЕ МЕТОДЫ В ЭКОЛОГИЧЕСКОМ ОБРАЗОВАНИИ ШКОЛЬНИКОВ

А.В. Юдина

Научный руководитель: д.п.н., доцент О.Н. Головкин

*Севастопольский национальный технический
университет, г. Севастополь*

Высокие темпы развития мировой экономики, большой объем информации, необходимой для усвоения к концу обучения, вынуждают использовать в образовании различные методы активного обучения.

Активные методы обучения – это методы, стимулирующие познавательную деятельность обучающихся, они строятся в основном на диалоге, предполагающем свободный обмен мнениями о путях решения той или иной проблемы, характеризуются высоким уровнем активности учащихся. Исследования показывают, что именно на занятиях – если они хорошо организованы – учащиеся часто усваивают материал наиболее полно и с пользой для себя [1].

Мы предлагаем в качестве современных активных методов обучения использовать экологические комиксы и ребусы.

Комикс (от англ. *comic* – смешной) – рисованные истории, рассказы в картинках. Главное достоинство комикса в том, что он предлагает предельно сжатую, но эмоционально насыщенную информацию, в которой нет ничего лишнего. Можно долго рассказывать учащемуся о каком-то процессе или явлении, но ему все равно трудно будет их представить. Познакомившись же с комиксом, он составит о них более целостное представление. Причем информация, которую учащийся получит из комикса, будет эмоционально окрашена, затронет его чувства, а значит, и лучше усвоится. В содержании самого комикса, как правило, нет ничего сложного. Он обращается к жизненному опыту обычного человека и выражает, что называется, житейскую мудрость [2].

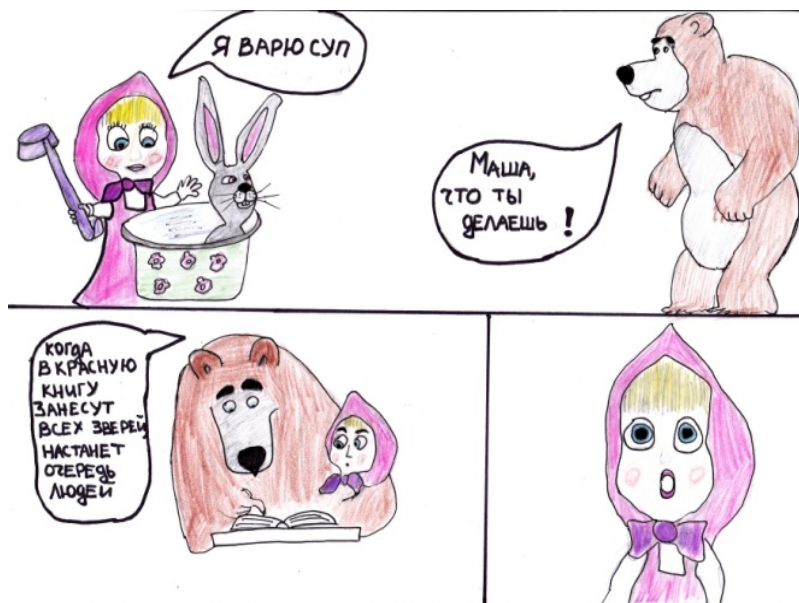
Наряду с комиксами мы предлагаем также использовать ребусы. Ребус – это загадка, головоломка, состоящая из сочетания букв, слов, цифр, рисунков и знаков препинания. Такой вид игры не только увлечет ребенка красочными яркими иллюстрациями, но, безусловно, поможет развить знания, умения, навыки и качества. Ребусы имеют много положительных моментов:

- способствуют развитию мышления;
- тренируют сообразительность, логику, интуицию, смекалку;
- помогают расширить кругозор, запомнить новые слова, предметы;

- тренируют зрительную память, правописание [3].

Таким образом, мы считаем, что применение комикса и ребуса в экологическом образовании поможет учащимся лучше усвоить материал, развить логику и эмоциональную сферу. На рисунках 1-3 представлены некоторые из разработанных нами экологических комиксов и ребусов.

а



б



Рис.1. Фрагменты авторских экологических комиксов



Рис.2. Авторский экологический ребус «Сила природы велика»

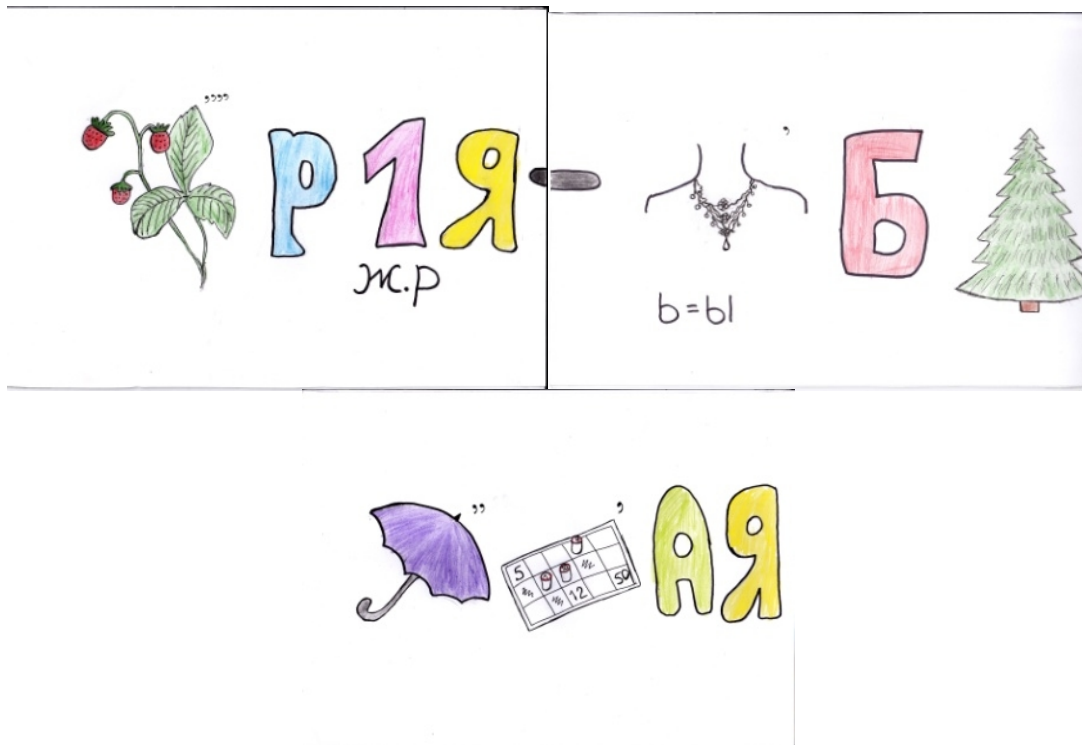


Рис.3. Авторский экологический ребус «Земля родная – колыбель золотая»

Литература

1. Грудзинская Е.Ю. Активные методы обучения. Учебно-метод. материалы по программе повышения квалификации «Современные педагогические и информационные технологии»/ Е.Ю. Грудзинская, В.В. Марико. – Н. Новгород, 2007. – 182 с.
2. Сонин А.Г. Комикс: психолнгвистический анализ. Монография/ А.Г. Сонин – Барнаул: Изд-во Алт. Ун-та, 1999. -111 с.

3. Мир глазами мамы. Детские ребусы. Что такое ребус? Для чего он нужен? [Электронный ресурс]. – М.: ГПНТБ, 2009. – Режим доступа: <http://maminovse.ru/detskie-rebusy-chto-takoe-rebus-i-dlya-chego-on-nuzhen.html>.

ЗАКОНОМЕРНОСТИ ДИНАМИКИ ТЕМПЕРАТУРЫ КОЖИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ТЕПЛОВОЙ ПРОБЫ

А.А. Самсонова

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент А.А. Сагайдачный

*Саратовский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

Процесс кровообращения в нижних конечностях играет активную роль в регуляции температуры тела человека, посредством изменения тонуса сосудов и объема кровотока. Нарушение сосудистой регуляции в результате развития таких патологий, как, например, полинейропатия, синдром диабетической стопы или атеросклероз может сопровождаться и нарушением реакции конечностей на тепловую нагрузку. Задачей данной работы является установление закономерностей динамики температуры ступней в нейрогенном (0,02-0,05 Г) и эндотелиальном (0,005-0,02 Гц) диапазонах в процессе проведения тепловой пробы.

Ранее было показано, что колебания объемного кровотока в пальцах рук может рассматриваться как источник температурных волн различных частот, распространяющихся с некоторой глубины от микрососудов к поверхности кожи. Такой подход позволяет установить связь колебаний температуры кожи с изменением объемного кровотока [1].

Температура кожи является интегральным показателем, и в ее формирование вносит вклад несколько основных факторов: сосудистая сеть (артерии и вены, лимфатическая система), уровень метаболизма в органах и теплопроводность кожи. При анализе динамики температуры должны учитываться все эти факторы. Главным из них является сосудистый, который и определяет основные направления использования температурных измерений и, в частности, методов инфракрасного тепловидения в клинической медицине.

Ряд исследований показывает, что изучение динамики температуры кожи у пациентов с сосудистыми нарушениями может являться методом мониторинга нейрогенных и эндотелиальных механизмов регуляции сосудистого тонуса в микроциркуляторном русле и может использоваться как метод оценки эффективности лечения [2, 3].

В настоящем исследовании проанализированы динамические термограммы ступней группы испытуемых в процессе проведения тепловой пробы с помощью электрической грелки ($T \approx 40^{\circ}\text{C}$) в течение 25 минут. Для проведения температурных измерений использовалась тепловизионная камера ThermaCam SC 3000 Flir Systems (Швеция) с температурным разрешением 0.02°C .

Прогревание конечностей с использованием электрической грелки в норме приводит к повышению температуры конечности за счет расширения периферических сосудов и увеличения объемного кровотока. При этом повышение температуры происходит не монотонно (рис. 1а), на общий тренд повышения температуры накладываются колебания, вызванные изменением уровня объемного кровотока.

На первом этапе исследования проводился анализ плотности мощности колебаний температуры с помощью выполнения преобразования Фурье. Строились Фурье-спектры колебаний температуры, регистрируемой в процессе проведения тепловой пробы (рис. 1б).

Выполнялась оценка мощности колебаний в эндотелиальном и нейрогенном диапазонах относительно интегральной мощности колебаний.

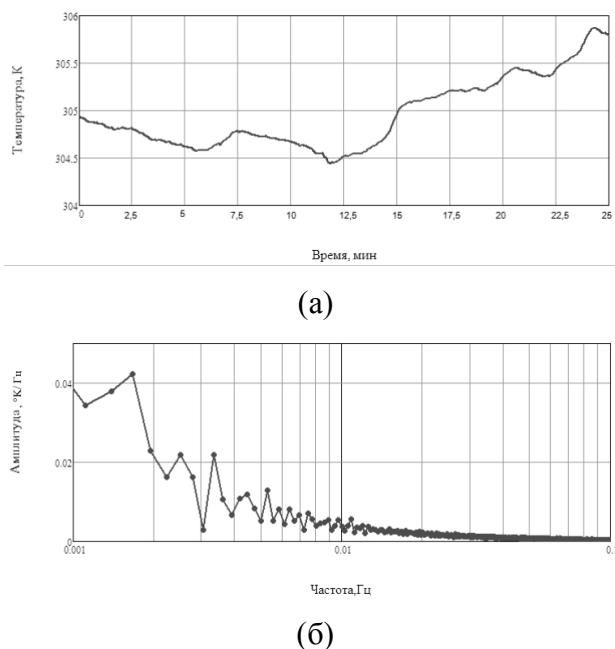


Рис.1. Анализ экспериментальных сигналов. Колебания температуры нижних конечностей (а), спектр колебаний температуры (б)

В результате доля эндотелиальной составляющей колебаний составила около $25,92 \pm 1,26\%$, доля нейрогенной составляющей $16,76 \pm 0,375\%$. Учитывая, что для группы испытуемых, например, с наличием синдрома диабетической стопы характерно нарушение механизмов эндотелиальной и нейрогенной сосудистой регуляции, можно предполагать снижение амплитуды колебаний температуры в соответствующих частотных диапазонах. В дальнейшем планируется провести анализ спектров колебаний температуры ступней у группы пациентов с синдромом диабетической стопы и сопоставить полученные спектральные характеристики с результатами данного исследования. Развитие данного метода анализа механизмов сосудистой регуляции позволит характеризовать тяжесть нарушений периферического

кровообращения и оценить адаптационный потенциал каждого испытуемого.

Литература

1. А. А. Сагайдачный, А. В. Скрипаль, А.В. Фомин, Д.А. Усанов
Методика восстановления фотоплетизмограммы в диапазоне эндотелиальных и нейрогенных колебаний по результатам измерений температуры пальцев рук // Регионарное кровообращение и микроциркуляция, 2013, №3.
2. Sandakov P.Y., Parshakov A.A., Popov A.V., et al. Features of Neurogenic Disorders and Endothelial Mechanisms of Vasoregulation in Patients with Neuropathic and Neuroischemic Forms of Diabetic Foot // World Applied Sciences Journal, 23 (7): 887-891, 2013.
3. Podtaev S.Y., Popov A.V., M.K. Morozov and P.G. Frick. The study of blood microcirculation with wavelet analysis of fluctuations of skin temperature // Regional Circulation and Microcirculation, 8(3): 14-20, 2009.

УСЛОВИЯ ПРОЯВЛЕНИЯ ЭФФЕКТА РЕДКОЙ ВЫБОРКИ ПРИ ОЦЕНКЕ НАПРАВЛЕННЫХ СВЯЗЕЙ ПО ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ

С.Н. Крылов

Научный руководитель: д.ф.-м.н., в.н.с. Д.А. Смирнов^{*}

*Саратовский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

^{}Саратовский филиал Института Радиотехники и Электроники
имени В.А. Котельникова РАН, г. Саратов*

Изучение взаимодействий между колебательными системами представляет важную задачу в разных областях науки и техники [1, 2],

включая геофизику и нейрофизиологию. Особенно часто необходимо оценить насколько сильно влияние одного наблюдаемого процесса на другой. Причинность по Грейнджеру при такой постановке задачи - наиболее часто используемый подход [3]. Система Y является “причиной по Грейнджеру” (влияет) на систему X , если прогноз будущего поведения X с учетом данных Y более точен по сравнению с прогнозом, основанном только на учете данных о системе X . Ненулевое улучшение прогноза PI обычно понимают как наличие физического воздействия Y на X , при этом ненулевое PI “в обе стороны” понимают как признак двунаправленной связи. Прогноз осуществляется на один временной шаг (или интервал выборки Δt) вперед. Ранее в математических работах показано, что при достаточно редкой выборке, т.е. большом Δt , в случае однонаправленной связи, может наблюдаться ненулевое PI в обе стороны. Это может привести к ложным срабатываниям (ложному выявлению связей) [4]. Тем не менее, до сих пор остается неясным степень типичности и силы влияния эффекта редкой выборки с физической точки зрения. Эта работа посвящена поиску таких условий на примере простой математической системы, которая является моделью широкого класса колебательных систем.

При этом используются линейные стохастические диссипативные осцилляторы с однонаправленной связью, описанные стохастическими разностными уравнениями [5]:

$$\begin{aligned} x_n &= a_1 x_{n-1} + a_2 x_{n-2} + \xi_{x,n} \\ y_n &= b_1 y_{n-1} + b_2 y_{n-2} + k x_{n-1} + \xi_{y,n} \end{aligned} \quad (1)$$

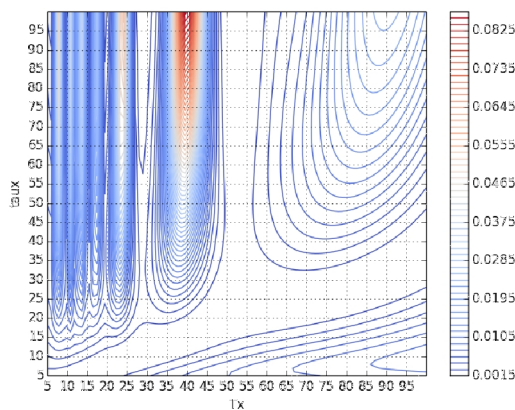
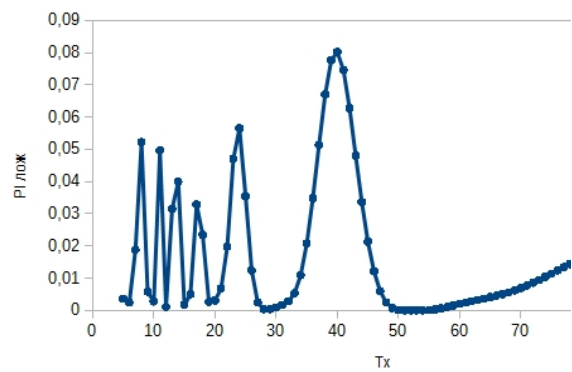
$$\text{где } k - \text{число, коэффициент } a_1 = 2 \cos(2\pi/T_x) \exp(-1/\tau_x), \quad (2)$$

$$\text{коэффициент } a_2 = -\exp(-2/\tau_x), \quad (3)$$

b_1 и b_2 вычисляются через T_y and τ_y по аналогии с a_1 и a_2 , соответственно, ξ - Гауссовские взаимно некоррелированные белые шумы. Дисперсии шумов в рассматриваемой системе приняты равными 1. Здесь T

в формулах для коэффициентов - период, а τ - время релаксации колебаний. Коэффициент связи является переменной величиной. Также в работе переменными являются индивидуальные параметры осцилляторов, а именно, фиксированное соотношение временных масштабов r - такое, что $T_y = rT_x$, $\tau_y = r\tau_x$ для изучения случаев идентичных систем (при $r = 1$), близких ($r = 1.5$) и систем сильно отличающихся, например, $r > 8$, что означает влияние “быстрого” процесса на “медленный”. Значения PI вычисляются точно без часто используемого метода статистической оценки временных рядов через определители матриц ковариаций двумерного процесса (1), который вычисляем, решая линейные дифференциальные уравнения для моментов второго порядка [6]. Этот расчет проводится для различных интервалов выборки, больших 1 для того, чтобы симулировать низкое временное разрешение прореженных данных.

Для получения результатов были построены и проанализированы зависимости $PI(T, \tau)$ для разных интервалов выборки. Примеры таких зависимостей представлены на рисунке ниже $\Delta t = 61$.

Рис. 1а. PI от T_x и τ_x Рис. 1б. PI от T_x при $\tau_x = 90$

На рис.1а по оси абсцисс отложен период ведущего осциллятора, по оси ординат время релаксации, цветом показана величина PI в "ложную" сторону. На рис.1б показан разрез рисунка 1а при $\tau_x = 90$.

Рассмотрим разные случаи более подробно и построим функцию распределения вероятностей для величины PI .

В первом случае (идентичные системы), наблюдались достаточно большие PI в “ложную”, а именно влияние Y на X сторону, которые могут привести к ложным выводам, если $\tau \gg T$ и $T > \Delta t$. С ростом Δt видны колебания PI в обе стороны с локальными минимумами в $T = \frac{2\Delta t}{n}$, где n - натуральное число.

Во втором случае (близкие системы), поведение PI в "ложную" сторону похожее. Отличием этого случая являются меньшие величины PI в "ложную" сторону.

В третьем случае (различные системы), величина PI в "ложную" сторону уменьшается, однако и в "правильном" направлении PI также существенно меньше, что при особых комбинациях интервала выборки и двух периодов приводят к тому, что PI в "ложную" сторону значительно больше, чем в "правильную".

На рис.2 приведены типичные примеры зависимости $F(PI)$ - функции распределения вероятностей для случаев 1,2,3 - идентичных, близких, отличающихся систем.

На рис.1 выше были приведены абсолютные значения периода и времени релаксации. Дальнейшие исследования показали, что более наглядной является величина относительного периода, т.е. периода деленного на интервал выборки. Пример такой зависимости для случая 1 (идентичных систем представлен ниже).

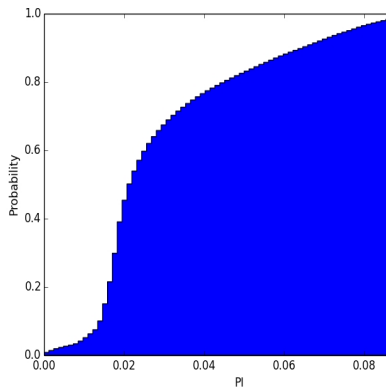


Рис 2а. Случай 1 F(PI)

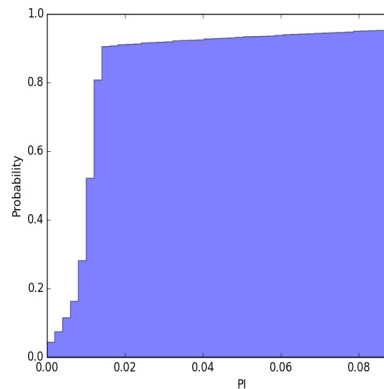


Рис 2б. Случай 2 F(PI)

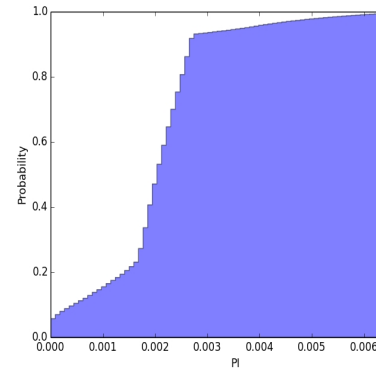
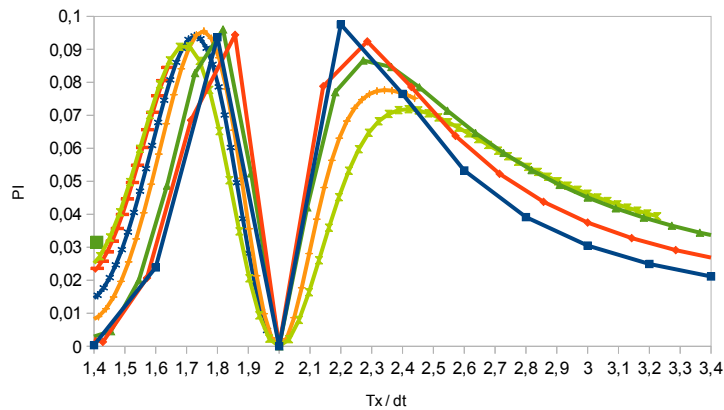


Рис 2в. Случай 3 F(PI)

Рис 3. $PI(Tx/\Delta t)$

Итак, в результате численных экспериментов построены итоговые диаграммы, иллюстрирующие условия для значительного эффекта редкой выборки. Они наглядно показывают, что изучаемый эффект может быть достаточно силен для реальных ситуаций и должен быть принят во внимание при анализе временных рядов связанных систем на практике.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (гранты 14-02-31129, 14-02-00492), гранта Президента России (Н.Ш. 1726.2014.2).

Литература

1. AS Pikovsky, MG Rosenblum, and J. Kurths, Synchronization: A Universal Concept in Nonlinear Sciences (Cambridge University Press, Cambridge, 2001).

2. V.S. Anishchenko, V.V. Astakhov, A.B. Neiman, N.E. Vadivasova, and L. Schimanski-Geier, Nonlinear dynamics of chaotic and stochastic systems (Springer-Verlag, Berlin 2002).
3. C.W.J. Granger *Econometrica* 37 (1969) 424.
4. D.A. Smirnov, B.P. Bezruchko, *Europhys. Lett.* 100 (2012) 10005.
5. J. Timmer, M. Lauk, W. Pfeleger, and G. Deuschl, *Biol. Cybern.* 78 (1998) 349.
6. D.A. Smirnov, *Phys. Rev. E*, 87 (2013) 042917.

АНТИБАКТЕРИАЛЬНАЯ АКТИВНОСТЬ ХИТОЗАНОВЫХ ПЛЕНOK С КОНТРОЛИРУЕМЫМ УРОВНЕМ НАНОЧАСТИЦ СЕРЕБРА

Г.П. Любунь, Е.В. Любунь^{*}

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Н.О. Бессуднова

Саратовский государственный университет

имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов

^{}Институт биохимии и физиологии растений*

и микроорганизмов, г. Саратов

Важным направлением поиска новых антибактериальных материалов является получение и исследование биоцидных свойств биополимеров. Особый научно-практический интерес в этом плане представляют полимеры на основе хитозана.

Хитозан (CS), является естественным нетоксичным, биосовместимым, гипоаллергенным, биodeградируемым полимером производным хитина. Благодаря своим уникальным свойствам ингибировать микроорганизмов, большое внимание было уделено

использованию пленок на основе хитозана в биомедицинских приложениях [1]. Антимикробные свойства CS являются результатом протонирования -NH₂ групп, что приводит к увеличению проницаемости мембранных структур клетки и способствует утечке внутриклеточных протеинов [2].

Для усиления антибактериальных свойств хитозанового полимера получают его производные и/или вводят добавки, такие как антибиотики, наночастицы металлов, например серебро [3-5]. Антибактериальное действие ионов серебра связывают с инактивацией ферментных систем и в настоящее время, ионы серебра используются, для контроля роста бактерий [6].

Цель данной работы состоит в получении хитозановых пленок для применения в регенеративной медицине. В первой части исследования методом высаживания, были получены пленки из растворов полимеров CS, содержащих переменное количество наночастиц Ag (AgNPs). Во второй части была оценена антибактериальная активность пленок в отношении бактерий: *Escherichia coli* (*E. Coli*), *Pseudomonas aeruginosa* (*P. aeruginosa*), *Micrococcus luteus* (*M. luteus*).

В работе использовались штаммы из коллекции ИБФРМ РАН: *E. coli* K12, *P. aeruginosa* U37, *M. luteus* B109.

Антибактериальную активность определяли диско диффузионным методом. Суточную культуру тест-штамма подвели под оптический стандарт мутности, соответствующий 10⁵ КОЕ/мл. Испытания образцов на бактерицидность проводили по варианту — посев «газоном» — в чашки Петри с мясопептонным агаром. Вносили 100 мкл тест-культуры, сверху помещали испытуемые образцы пленок диаметром 5 мм. Чашки Петри инкубировали 48 часов в термостате при 37°C. Об антимикробной активности, испытуемых образцов, судили по степени угнетения роста микроорганизмов (зона ингибиции до 5 мм — отсутствие биоактивности, 6—10 мм — слабая активность, 11—20 мм — выраженная активность;

зона, превышающая 20 мм, свидетельствует о высокой антимикробной активности).

Результаты исследования показали, что все образцы хитозановых пленок (образец а) и модифицированные наночастицами содержащие 0,5%; 0,1% и 1% AgNPs (соответственно образец b, c, d) проявляют высокую антибактериальную активность относительно штамма *M. Luteus* (рис.1).

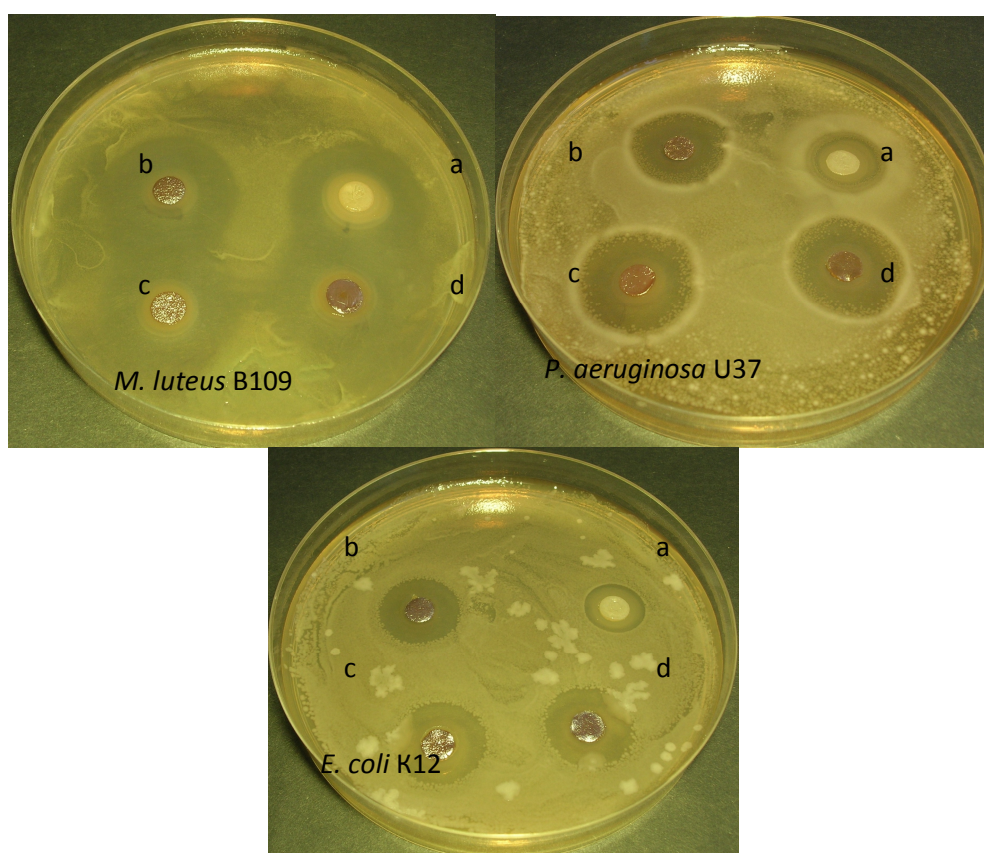


Рис.1 Зоны ингибиции в антибактериальном тесте в отношении бактерий *M. luteus* B109, *P. aeruginosa* U37, *E. coli* K12, (a-d); CS =100% (a), CS +0,5%AgNPs (b); CS +0,1%AgNPs (c), CS +1%AgNPs (d).

Из анализа значений зон ингибиции штамма *P. aeruginosa* U37 следует, что CS пленки обладают выраженной активностью в отношении этого микроорганизма. Введение с структуру AgNPs, даже в минимальной

концентрации 0,1% (рис.1, вариант с – *P. aeruginosa* U37;), повышает антимикробную активность на 60 %.

В ходе проведенных работ показана выраженная антибактериальная активность исследуемых образцов в отношении кишечной палочки *E. coli* K12 (Рис.1 Вариант *E. coli* K12). Модификация пленок увеличивает зону ингибиции, но увеличение процентного содержания AgNPs не влияет на степень угнетения роста микроорганизмов.

Литература

1. Любунь Г.П., Бессуднова Н.О. Подготовка нетканого волокнистого материала для клинического применения.- Изд. Центр БГУ, 2013.- С 150-151, ISBN 978-985-553-135-8.
2. Куликов С.Н. Антибактериальная активность хитозана в отношении энтеробактерий и стафилококков, выделенных у пациентов с дисбактериозом кишечника / С.Н. Куликов, Р.З.Хайруллин, Ю.А. Тюрин // Казанский Медицинский Журнал. –2010. –№5. –С.656-660.
3. Pakravan M., Heuzey M. C., Ajji A. A fundamental study of chitosan/PEO electrospinning //Polymer. – 2011. – Т. 52. – №. 21. – С. 4813-4824.
4. Куликов С. Н. , Хайруллин Р. З. , Степнова Е. А., Тихонов В. Е. , Ильина А. В., Лопатин С. А., Варламов В. П. Получение низкомолекулярных хитозанов и их ацильных производных и исследование их антибактериальных свойств // Бутлеровские сообщения. –2010. –№6. – С.59-64.
5. Son B., Yeom B.-Y., Song SH, Lee C.-S. and Hwang TS. Antibacterial electrospun chitosan/poly (vinyl alcohol) nanofibers containing silver nitrate and titanium dioxide //Journal of Applied Polymer Science. – 2009. – Т. 111. – №. 6. – С. 2892-2899.

6. Dastjerdi R., Montazer M. A review on the application of inorganic nano-structured materials in the modification of textiles: focus on anti-microbial properties //Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. – 2010. – Т. 79. – №. 1. – С. 5-18.

ГЕНДЕРНАЯ НАПРАВЛЕННОСТЬ СОЦИАЛЬНО-ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ РЕКЛАМЫ

Б.П. Семенов, А.А. Керсанов

Научный руководитель: д.п.н., доцент О.Н. Головкин

*Севастопольский национальный технический
университет, г. Севастополь*

Анализируя проблему гендерного подхода к социально-экологической рекламе, мы задались целью конструирования нового типа рекламного гендерно-ориентированного биг-борда. Для этого был проведен теоретический анализ проблемы, определена методика и выполнен рекламный плакат, провоцирующий рост нового направления в социально-экологической рекламе.

Наиболее распространенным является понятие рекламы, сущность, цели и задачи которой связаны с коммерческой деятельностью и процессом купли-продажи. Современного потребителя стал окружать не столько реальный естественный мир, сколько созданная языком печати, массовых аудио-визуальных средств искусственная информационно-символическая среда. На современном этапе лингвистических исследований наиболее актуальным является понимание рекламы как коммуникации. Реклама перестала быть только экономическим явлением и становится элементом массовой культуры. Непосредственные

предложения о товарах и услугах обычно представляются в рекламе в контексте других образов, рассказывающих об устройстве общества, его культурных конструкциях и взаимоотношениях [1].

В рекламном тексте символизируется информация не только о рекламируемом объекте, но и о существующих социальных отношениях. Социально-экологический рекламный дискурс - это совокупность определенных рекламных текстов (РТ), посвященных социальным и экологическим проблемам. Данные РТ являются текстами-дескриптивами, поскольку обладают многоэлементной структурной организацией и рекламируют своеобразный объект - поведение человека, способствующее решению социально-экологических проблем.

Социально-экологическая реклама достаточно распространена в западноевропейских странах и занимает определенную нишу в системе рекламных сообщений. Их цель - побудить адресата совершить положительно оцениваемое с нравственных позиций действие. В противоположность коммерческой рекламе наиболее часто используемыми в социальной рекламе являются изображения детей и матерей. Данная форма социальной рекламы отражает процесс внедрения в массовое сознание новых стереотипов социального поведения и новой системы ценностей. Выделяемые «социальные персонажи» выступают в роли адресата, квазиавтора или совмещают обе роли. Они действуют в соответствии с представлениями об их роли в жизни общества.

В социально-экологическом рекламном дискурсе, как и в рекламе вообще, гендер конструируется посредством вербальных и невербальных средств, отражающих те или иные стереотипные представления о поведении, роли, статусе, которые приписываются женщинам и мужчинам. Гендер как продукт общественных отношений и культурной традиции закреплён как в общественном, так и в индивидуальном сознании. РТ опираются на действующие стереотипы, поскольку коллективное сознание

достаточно стереотипно. В этой связи анализ текстов массовой коммуникации, обращенных к коллективному адресату, представляется актуальным, так как позволяет выяснить, какие гендерные стереотипы встречаются наиболее часто на данном историческом отрезке и как меняется их динамика в диахронии [2].

В поисках методики создания рекламного гендерно-ориентированного биг-борда мы рассмотрели два известных плаката эпох гражданской и Великой Отечественной войн: «Ты записался добровольцем?» и «Родина-мать зовет!». В обоих плакатах используется гендерный фактор. В плакате «Ты записался добровольцем?» мужчина-воин обращается ко всему взрослому мужскому населению, используя принцип самоидентификации («Если ты мужчина, то должен быть с нами»). В плакате «Родина-мать зовет!» к целевой аудитории обращается женщина, символизирующая мать, землю, родину, которые есть у каждого человека вне зависимости от рода занятий, убеждений, возраста и половой принадлежности.

В этих знаменитых плакатах все максимально упрощено для восприятия информации большими массами людей, а рекламный текст руководит их поведением. Для достижения действенности социально-экологического РТ автор сознательно моделирует тип адресата и прогнозирует тем самым его реакцию и посткоммуникативные действия.

Википедия дает следующее определение. Слово «плакат» (от немецкого *plakat*, французского *placard*), что означает «объявление», «афиша» и обозначает броское, крупноформатное изображение, сопровождаемое кратким текстом, созданное в агитационных, рекламных, информационных или учебных целях. Можно говорить о плакате как о самостоятельном жанре, имеющем устойчивые признаки, важнейшими из которых являются «читаемость на расстоянии» и «мгновенная усвояемость

информации». Нами предпринята попытка создания нового типа гендерно-ориентированного плаката как модели биг-борда (рис. 1).



Рис.1. Модель авторского гендерно-ориентированного биг-борда

За основу был взят метод примитивизма (максимальной простоты), который является одним из наиболее востребованных в современной рекламе [3]. Метод примитивизма в рекламе объединяет две концепции:

- вовлечение широких слоев населения в качестве адресата;
- смысловое упрощение РТ для наилучшего восприятия информации.

Мы считаем, что мужчина в общественном сознании чаще ассоциируется с деструктивным началом в природе: как воин, разрушитель, нерациональный хозяйственник. В противовес данному мнению следует формировать новый образ мужчины как носителя конструктивного начала и защитника природы.

Такая реклама соответствует духу времени и пропагандирует новый ракурс в решении проблем экологического кризиса. В нашем биг-борде

продуманы следующие моменты в соответствии с принципами примитивизма.

1. Символический фон:

- слева темные дымящиеся заводы, образующие облако смерти;
- справа пейзаж, образующий фигуру богатыря-защитника.

2. Личное обращение в виде вопроса, усиливающее эффект суггестии и вероятность необходимого изменения в поведении мужчин.

3. Текст, «бьющий» по архетипам (глубинным образам бессознательного), вызывающий чувство вины и активизирующий мотивацию к ее искуплению.

Таким образом, на основе теоретической информации и применения метода примитивизма нам удалось создать авторский продукт социально-экологической рекламы гендерной направленности. Подобные разработки могут способствовать позитивным переменам в общественном экологическом сознании, решать проблемы экологического кризиса изобразительными средствами.

Литература

1. Грошев И.В. Рекламные технологии гендера / И.В. Грошев // Общественные науки и современность. – 2000. – № 4. – С. 195.

2. Кирилина А.В. Гендерные стереотипы в языке / А.В. Кирилина // Словарь гендерных терминов / Под ред. А.А. Денисовой / Региональная общественная организация «Восток-Запад: Женские Инновационные Проекты». – М.: Информация – XXI век, 2002. – с. 256.

3. Маркелов К.В. Метод примитивизма в рекламе / К.В. Маркелов // Культура народов Причерноморья. – 2013. - № 260. – С. 140-143.

Юнг К.-Г. Архетип и символ / К.-Г. Юнг. Пер. с нем. – М.: Renaissance: JV EWOSD, 1991. – 299 с.

**ФОРМАЛЬНЫЕ МОДЕЛИ АИС ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКИ
СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА В ПЕРИОД
АККЛИМАТИЗАЦИИ**

О.О. Голубятников

Научный руководитель: к.т.н., доцент В.В. Дубровин

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

У граждан из различных климато-географических регионов, среди которых подавляющее большинство составляют иностранные граждане, в связи со сменой климатических условий проживания, стрессорного влияния учебной/рабочей деятельности и воздействием других социальных факторов повышается риск возникновения различных заболеваний, в том числе и инфекционных. Кроме того, часто отсутствуют какие-либо сведения об исходном состоянии их здоровья, а экспресс-оценка состояния здоровья иностранных граждан вызывает особые затруднения, связанные с языковыми, организационными и другими проблемами. Вместе с тем специалисты предметной области сталкиваются с проблемами автоматизации проводимых исследований, мониторинга, апробации методик оценки, обработке полученных данных [1]. Разрабатываемая авторами автоматизированная информационная система (АИС) экспресс-оценки состояния здоровья человека в период акклиматизации способна решить подобные задачи [2].

Система состоит из множества N -блоков или подсистем $S = \{S^1, S^2, \dots, S^n, \dots, S^N\}$.

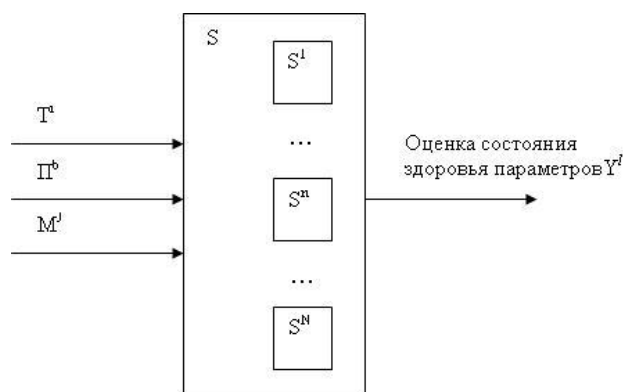


Рис.1. Модель 1-го уровня системы S

Как показал информационный анализ, множество входов $\{X\}$ можно разделить на 2 группы - множество объективных показателей приборов измерения $\{П\}$ и субъективных оценок состояния здоровья $\{T\}$, $\{M\}$. Для получения объективных показателей в экспертную систему включены приборы измерения: комплекс медицинский диагностический КМД-01 ОАО «ТВЕС» (ростомер, весы, калипер, силомер), реограф-полианализатор «Сонап». Для получения субъективных оценок состояния здоровья в АИС включены тесты-опросники $\{T\}$, $\{M\}$. Где $T = \{T^1, T^2, \dots, T^i, \dots, T^l\}$ – субъективные тесты-опросники оценки состояния здоровья, которые формирует эксперт в режиме ввода знаний; $M = \{M^1, M^2, \dots, M^j, \dots, M^j\}$ – субъективные тесты-опросники оценки состояния здоровья, добавленные в базу знаний на этапе реализации АИС (таблица 1) [2].

Информационная модель создания экспертом подсистемы в режиме ввода знаний представляет собой второй иерархический уровень. Модель отражает 2 режима функционирования АИС: режим ввода знаний экспертом с помощью инженера по знаниям и так называемый режим консультации, когда пользователь посредством тестирования ведет диалог с АИС, т.е. система производит оценку состояния здоровья пользователя (рис. 2).

Таблица 1

Комплексная экспресс-оценка состояния здоровья

	Методика оценки	Выходные параметры
1	Расчет индекса напряжения по Баевскому	Индекс напряжения
2	Тест САН по Доскину и Лаврентьеву	Самочувствие, активность, настроение
3	Тест-опросник по методике Басса и Дарки	Уровень агрессии
4	Методика Zig-mond и Snaith	Тревога и депрессия
5	Анкета-опросник по «Самооценке качества сна» Шутовой	Качество сна
6	Анкета-опросник по оценке качества жизни Дудченко	Качество жизни
7	Анкета-тест по Московченко	Никотиновая и алкогольная зависимости
8	Учебно-метод. пособие Гулина, Шутовой и др.	Уровень репродуктивного здоровья
9	Методика Хит-Картера	Соматотип
10	Анкета-опросник по Голубевой	Асимметрия мозга
11	Индивидуальная минута	Индивидуальная минута

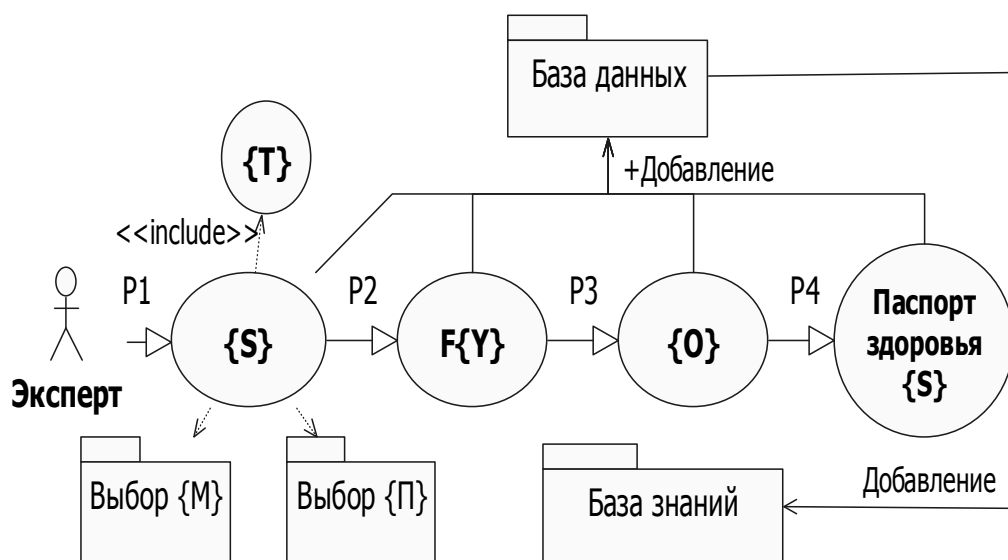


Рис.2. Формальная модель создания экспертом подсистемы в режиме ввода знаний

Каждое действие эксперта над подсистемой S^n есть событие. Группы событий объединены в процедуры P1, P2, P3 и P4. Процедуры системы реализованы на процедурных моделях. Эксперт формирует систему S из N-подсистем. Во всех четырех процедурах эксперту предоставляется большой выбор различных атрибутов настройки блоков, что позволяет максимально адаптировать АИС под множество методик {T}, {M}. В процедуре P1 эксперт в зависимости от целей Z^ω , где $\omega = 1, 2, \dots, \omega, \dots, \Omega$, производит выбор входов системы из множества {П} и {М}. Эксперт может добавить свои субъективные тесты оценки в базу знаний, формируя множество {T}. В процедуре P2 эксперт формирует множество выходных параметров оценки состояния здоровья Y для каждой подсистемы S^n в зависимости от добавленных входов X. В процедуре P3 эксперт производит формирование множества критериев оценки выходных параметров $O = \{O^1, O^2, \dots, O^1, \dots, O^L\}$, т.е. оценочные шкалы параметров Y. Процедура P4 представляет собой настройку экспертом паспорта здоровья.

Второй режим функционирования АИС – это режим консультации (тестирования) пользователя (рис.3). Этот режим является основным режимом работы системы, в котором выполняется её целевая функция Z. Все данные тестирования хранятся в базе данных и могут быть использованы для дальнейшей статистической обработки.

Для статистической обработки данных предлагается использовать встроенную в ЭС подпрограмму «Корреляционный анализ» с широким набором предлагаемых вариантов обработки. После прохождения тестирования пользователь получает паспорт здоровья, в котором отражены результаты тестирования и рекомендации.

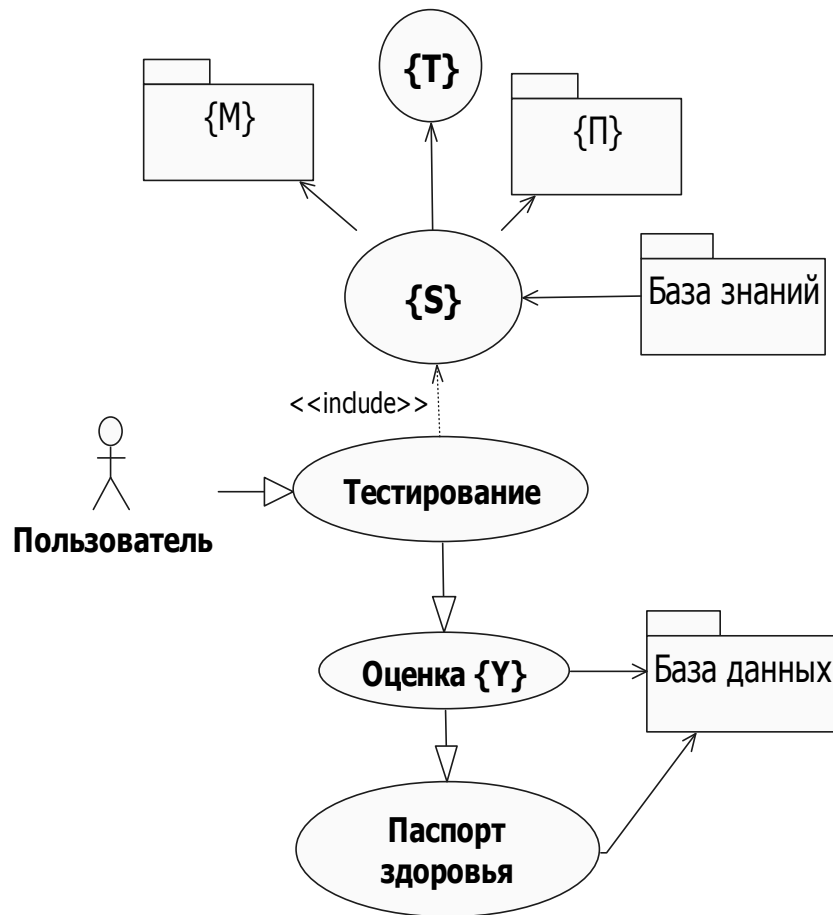


Рис.3. Формальная модель режима тестирования пользователя

Литература

1. Голубятников О.О., Шутова С.В., Дубровин В.В. Создание автоматизированной информационной системы оценки состояния здоровья иностранных студентов //Вестник тамбовского университета. Серия Естественные и технические науки. Тамбов, 2012. Том 17. Вып. 4. С. 1306-1314.
2. Голубятников О.О., Дубровин В.В., Остапенко О.А. Экспертная система экспресс-оценки состояния здоровья. Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. №2 (выпуск 48). Рязань, 2014. С. 102-106.

ВЛИЯНИЕ МЕХАНОХИМИЧЕСКОЙ АКТИВАЦИИ НА АБРАЗИВНОСТЬ ПОРОШКОВ ДЛЯ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ГИГИЕНЫ ЗУБОВ

А.М. Звигинцев, С.И. Старосветский, М.А. Звигинцев,
А.И. Чернышев, М.В. Чайкина

*Медицинский лечебно-профилактический центр по проблеме
сахарного диабета, г. Красноярск*

Внедрение в клиническую практику новых методов гигиенического воспитания и медицинских знаний о здоровом образе жизни, а также профилактики различных заболеваний положительно повлияло на стоматологический статус пациентов. Повышение уровня медицинских знаний, чаще из рекламных роликов, повышает качество самолечения среди населения без дополнительной консультации у врача. Так, стремление к «белоснежной» улыбке применением не только отбеливающих паст, но и более агрессивных препаратов для профессионального отбеливания может приводить не только к отбеливанию зубов и зубного камня, но и отрицательно повлиять на эмаль зубов[1].

Зубной камень по своей структуре — минерализованная зубная бляшка. Неорганический компонент зубного камня составляет 70-90% сухого веса наддесневого камня. Минералы, входящие в состав зубного камня представлены преимущественно фосфатами кальция - 75,9%, карбонатом кальция - 3,1%, следы сульфата магния, фторидов, соды, а также соли калия, цинка и стронция, меди, марганца, вольфрама и др. в микро количествах.

В наддесневом зубном камне и в средних и глубоких слоях поддесневого зубного камня преобладают грамположительные микроорганизмы, а в поверхностных слоях поддесневого камня содержатся грамотрицательные микроорганизмы.[2]

В настоящее время, при проведении профессиональной гигиены полости рта все большую распространенность набирают воздушно-абразивные системы, представленными многими фирмами-изготовителями. Метод включает в себя обработку поверхности зуба распыленной смесью сжатого воздуха, воды и мелких частиц порошка. Такой метод позволяет активно удалять зубные отложения, пигментации даже в труднодоступных зонах, таких как межзубные пространства.

Основу абразивных порошков, применяемых в профессиональной гигиене полости рта, составляют гранулы бикарбоната натрия, глицина, эритрола, карбоната кальция различной дисперсности и формы. Так, в абразивном порошке “air-flow ® classic” (EMS, Швейцария) используют гранулы бикарбоната натрия с округлыми краями, размером 65 микрон, модифицированные кремнием, введенным в состав для защиты от влаги, с различными вкусовыми наполнителями. Jean-Jacques Demartines на основании собственных исследований отметил качественную обработку поверхностей зуба заключающуюся в полном удалении наддесневого налета при щадящем воздействии на эмаль зуба, благодаря форме и размеру гранул порошка, а также выявил сокращение образования налета в более отдаленные периоды клинических наблюдений.[3] В клинической практике фирма EMS(Швейцария) предлагает профессиональные порошки “air-flow” применять при снятии наддесневого камня “air-flow classic”, “air-flow classic comfort”, “air-flow soft”, а при снятии поддесневого камня – “air-flow perio”. Последней разработкой компании EMS является порошок “air-flow plus”, который рекомендуется для снятия как наддесневого так и

поддесневого зубных камней, особенно при их повышенной чувствительности.[4]

Основным компонентом абразивного порошка “PROPHYpearls(KaVo, GmbH)” является карбонат кальция, частицы которого имеют шаровидную форму размером гранул 60-70 мкм, которые катятся по поверхности зуба и, благодаря пористой структуре, вбирают налет в себя, создавая эффект снежного кома, удаляя налет на большой площади, не требуя дополнительной полировки[5]. Для снятия поддесневого зубного камня и удаления зубных отложений с поверхности имплантата фирма KaVo предлагает профессиональный абразивный порошок “PROPHYflex Perio” с размером гранул 18-22 мкм, не оказывающего абразивного воздействия на цемент корня зуба и поверхностей имплантата[6].

Несмотря на широкий диапазон различных порошков для профессиональной гигиены полости рта, препаратов отвечающих всем медицинским требованиям пока не разработано.

Оксид алюминия (глинозем) входит в состав земной коры в большом количестве, занимая по распространенности второе место после кремнезема. Механохимическая активация глинозема приводит к повышению реакционной способности Al_2O_3 и улучшению качества сырья при производстве алюминия [7]. Несмотря на высочайшую биоинертность корунда, в клинической практике для профессиональной гигиены полости рта не применяется из-за высокой прочности и остроконечности его кристаллов. Тем не менее, Фирма “Шулер-Дентал” (Германия) производит электрокорунд Алустрал, в котором оксид алюминия составляет 99,5%. Применяется в пескоструйных аппаратах для обработки сплавов металлов. Это самый твердый и одновременно безвредный осколочный продукт в группе электрокорундов. Для этих же целей Фирма “Бего” (Германия) производит “Алокс” — антимагнитный альфа-корунд (содержит 99.6% оксида алюминия) с острокромочной

формой зерна (50 мкм, 110 мкм и 250 мкм) и высокой твердостью. Фирма “Дэнвил” выпускает порошки “Микро Этчер” для внутриротового пескоструйного аппарата с оксидом алюминия (50 мк), которые применяются с целью улучшения ретенционных свойств металлических, фарфоровых и пластмассовых поверхностей несъемных протезов при их реставрации.

Внедрение нанотехнологий в современное материаловедение позволяет пересмотреть данные об отрицательном воздействии оксидов алюминия на эмаль и цемент твёрдых тканей зубов. Для получения порошков с заданными свойствами нами в качестве сырья был взят глинозем, полученный из нефелиновых руд, состоящий из кристаллического и аморфного корунда (рис.1).

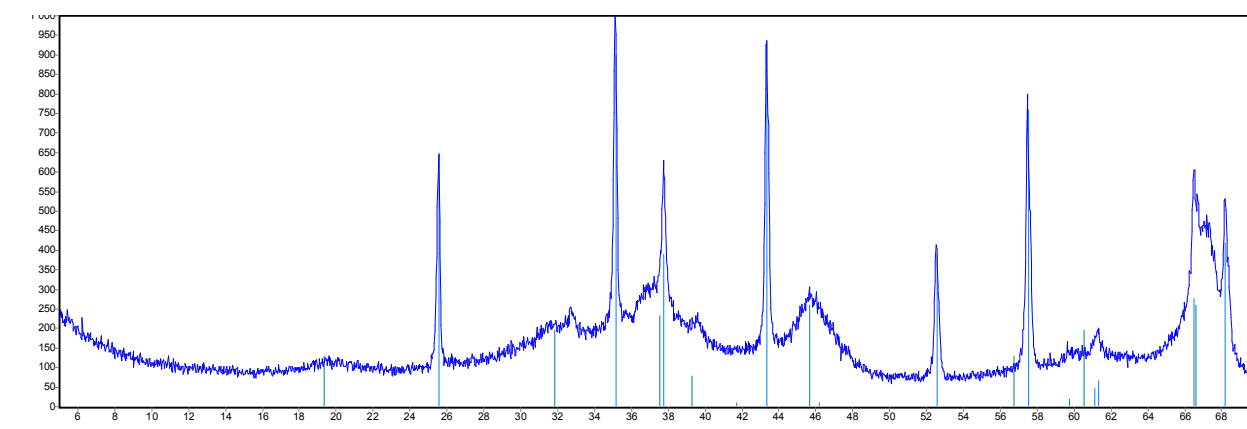


Рис.1. РФА Глинозёма. Преобладающей фазой исходного глинозёма является тетрагональный $\delta\text{-Al}_2\text{O}_3$, затем кубический $\gamma\text{-Al}_2\text{O}_3$ и в меньшем количестве ромбоэдрической $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$.

Для изменения его физико-химических свойств нами применена механохимическая активация в планетарной мельнице “Pulverisetta 7” в корундовых барабанах объемом 50 мл с корундовыми шарами. Соотношение навески реакционной смеси и массы шаров составляло 1:10. Активацию глинозёма проводили как в сухом виде, так и во влажной среде (дистиллированная вода), в течение 10, 20 и 30 минут.

Полученные порошки подвергали фильтрации через набор сит размерами 100, 70, 50, 25 и 10 мкм на аппарате "Виброгрохот для отсева Analysette 3 PRO". Процесс просева проводили как сухих порошков, так и в условиях постоянного увлажнения дистиллированной водой.

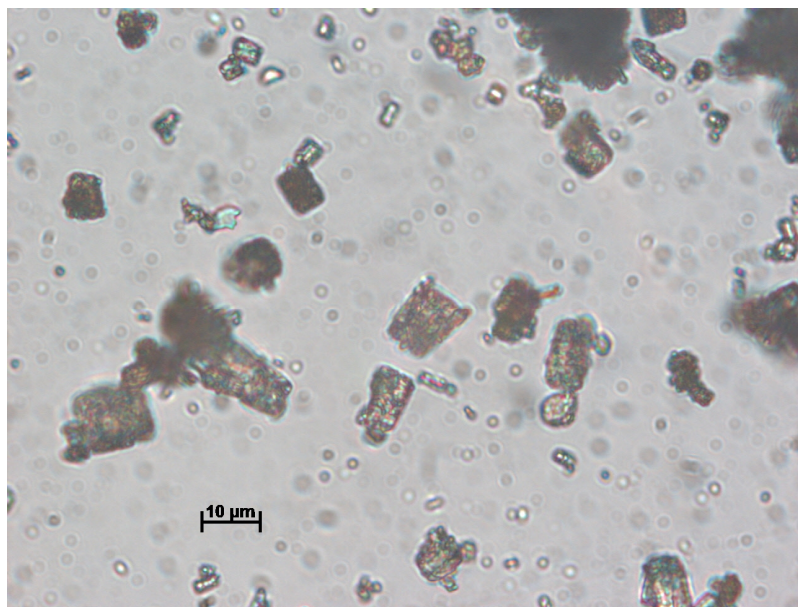


Рис.2. Исходное сырьё. Сито 50-70μm. Остроугольные края кристаллов Al_2O_3

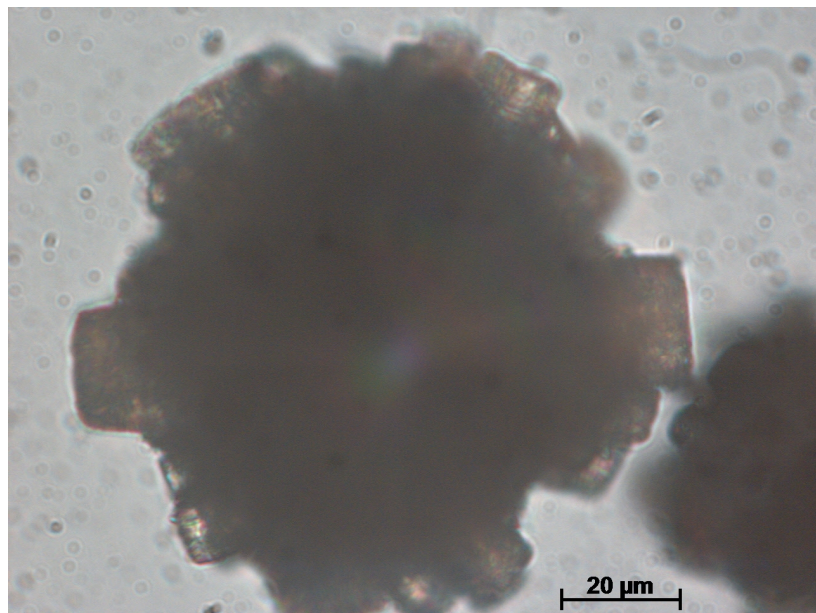


Рис 3. Исходное сырьё. Сито 100-200μm. Конгломераты из мелких и крупных частиц глинозёма. Остроугольные края выступающих крупных кристаллов Al_2O_3

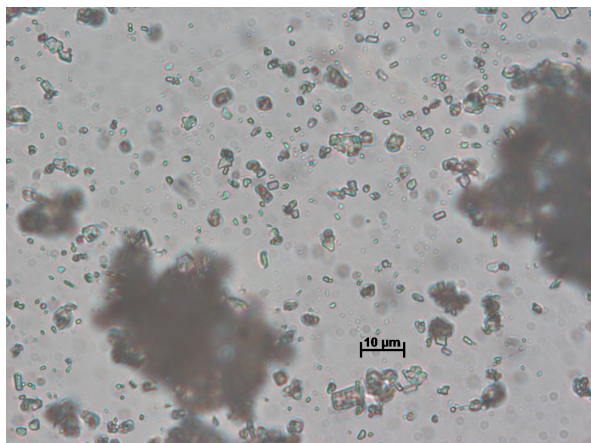


Рис.4. Механохимическая активация 30 минут. Сито 50-70μm. Изменение формы и овуляция кристаллов Al_2O_3

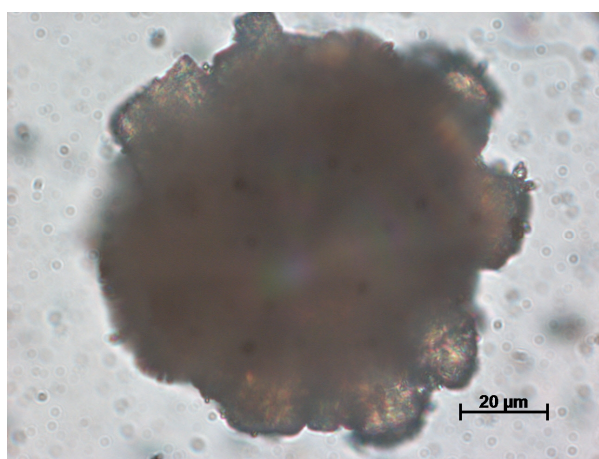


Рис.4. Механохимическая активация 30 минут. Сито 100-200μm. Агрегаты из овулированных нанокристаллов Al_2O_3

В результате исследования выявлено, что влажная среда в барабанах мельницы не приводит к изменению фазового состава глинозёма, но при этом происходит как измельчение материала, так и его аморфизация. Планетарное вращение барабанов без наличия воды приводило к значительным сдвигам в структуре глинозёма, выражающееся в появлении новой фазы $\chi\text{-Al}_2\text{O}_3$, а также увеличение доли дислокаций кристаллической решетки и образования аморфного корунда.

Таким образом, на основании вышеизложенного следует сделать вывод о том, что полученные из глинозёма порошки различных размеров и

формы, а также в зависимости от способа их получения обладают разными физико-механическими свойствами и могут с успехом применяться как для механической чистки и полировки твёрдых тканей зубов, так и в качестве адсорбентов токсических веществ при лечении заболеваний тканей пародонта.

Работа выполнена в рамках «Программы повышения конкурентноспособности Томского государственного университета».

Литература

1. Звигинцев М.А., Кравцова Ж.Е., Старосветский С.И., Ходоренко В.Н., Чернышов А.И.. Морфологическая характеристика твердых тканей интактных зубов при экспериментально воспроизведенным отбеливанием различных отбеливающих систем на эмаль зубов у больных сахарным диабетом. // Сибирский медицинский журнал. Томск, т.23, №2, 2008. С. 56 – 58.
2. Орехова Л.Ю., Кучумова Е.Д., Стюф Я.Д., Кисилев А.В. Основы профессиональной гигиены полости рта: Методические указания // СПб.: 2004, 56 с.
3. Jean-Jacques Demartines Scientific study of the effects of Prophy Powders on Actual Teeth // 2002, Swiss Dental Institution, 18с.
4. Moëne R., Décaillet F., Andersen E., Mombelli A., Subgingival plaque removal using a new air-polishing device // 2010 Journal of Periodontology,; 79-88
5. Weber LW, Seidel HJ, Zusammenfassung der Befunde über die Morphologie der PROPHYpearls, ihre Anwendung auf Dentin und Schmelz, die Inhaltsstoffe vor und nach Anwendung auf Oberflächen // 2003, Institut für Arbeits-, Sozial- und Umweltmedizin, 2 с.
6. Dr. Silke Spiller, Verhoogde efficiëntie in profylaxe behandeling door SONICflex scaler van KaVo // 2011 Touch Magazine с.60-61

7. Юшкова О.В., Кулебакин В.Г. Механохимическая активация как способ повышения реакционной способности глинозема и подавления пыления // Журнал Сибирского Федерального университета. Техника и технологии, 2011. Вып. 6. С. 75-76.

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ СВЕРТЫВАНИЯ КРОВИ

А.А. Одинокова

Научный руководитель: д.т.н., профессор Е.И. Глинкин

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

Определение времени свертывания крови имеет первостепенное значение для диагностики различных видов кровоточивости, тромбофилических состояний.

Существующие способы определения времени свертывания крови, в том числе и способы, основаны на графическом определении вязкостных характеристик крови и плазмы в процессе их свертывания, позволяют получить большой объем информации о состоянии системы гемостаза.

Однако чтобы эта информация имела высокую диагностическую значимость, современные исследования гемостаза должны отвечать целому ряду жестких требований, таких как: правильный забор крови и приготовление плазмы для исследования, сами методы должны быть стандартизированы, обладать чувствительностью и специфичностью.

Кроме того, данные способы имеют низкую чувствительность, малую оперативность из-за статистической обработки данных в неопределенном диапазоне, что приводит к неопределенности измерения

времени начала и конца гемокоагуляции и как следствие, невозможность ранней диагностики нарушений в функционировании системы гемостаза.

Важно понять, что свертывание крови – динамический процесс, и измерение статистических показателей не обязательно отражает достоверность полученных данных [1].

Физическую зависимость напряжения $U(t)=U$ динамического процесса гемостаза предложено [2] аппроксимировать экспоненциальной моделью:

$$U = U_0 \cdot e^{-\frac{t}{T}}, \quad (1)$$

которая связывает между собой измеряемое значение амплитуды U напряжения за время t исследования с предельным значением U_0 напряжения и постоянной времени T . Уникальным свойством параметров U_0 и T является их независимость от характеристик переменных значений напряжения U и времени t , т.е. они однозначно определяют динамическую характеристику эксперимента по экспоненциальной зависимости, поэтому их целесообразно принять за информативные параметры.

На основе зависимости (1) предложен метод определения времени свертывания крови, в котором определение показателей начала и конца записи процесса гемокоагуляции основано на измерении предельного напряжения крови U_0 , постоянной времени T и напряжения крови в начале и в конце процесса свертывания.

Для этого измеряют амплитуду напряжения крови U_1 в момент времени t_1 и амплитуду напряжения U_2 в кратный от первоначального момента времени t_2 . По двум измеренным напряжениям и моментам времени находят значение предельного напряжения в образце крови, постоянную времени, по которым определяют время начала и конца процесса гемокоагуляции (рисунок 1).

Эффективность по оперативности определяется отношением суммарных времен предлагаемого способа t_1 и графического метода t_2 .

Время предлагаемого метода в m раз меньше времени субъективного анализа и отличается минимум в 10 раз. Из этого следует, что эффективность по оперативности равна:

$$\Psi = \frac{t_1}{t_2} = m, \quad (2)$$

т.е. эффективность по оперативности в предлагаемом решении не менее чем на порядок выше известных решений.

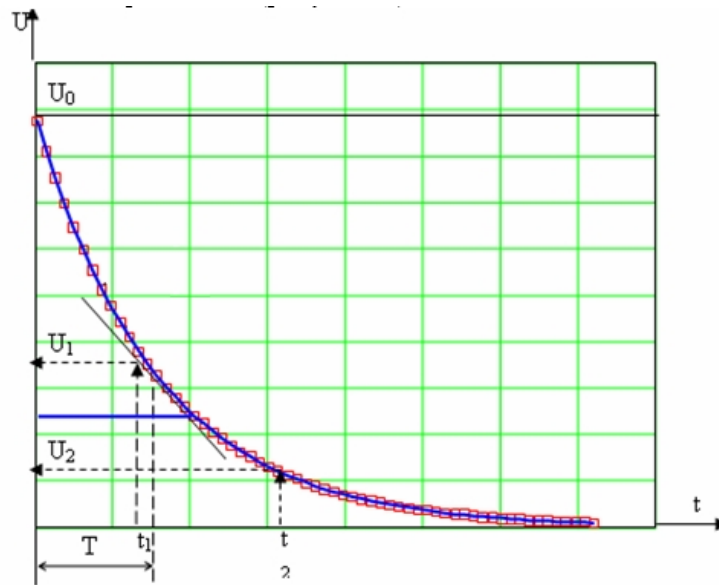


Рис.1. Метод определения времени свертывания крови

Метрологическая эффективность η_i по времени начала свертывания крови, $i = \overline{1,2}$, определяется отношением T_n (время начала свертывания в предлагаемом методе) к T_i (время начала свертывания в графическом методе):

$$\eta_i = \frac{T_n}{T_i}. \quad (2)$$

В таблице приведены значения погрешностей при измерении времени начала и конца процесса свертывания крови для отклонения значения измеряемого напряжения крови на 1%, 5% и 10%.

Таблица 1

Погрешность

U, %	T ₁ , %	T ₂ , %
1	9	9.6
5	45	48
10	90	96

Как видно из таблицы предлагаемый метод по сравнению с графическим методом позволяет повысить точность измерения времени начала и конца процесса свертывания крови в 10 раз.

Как результат, метод определения функционального состояния системы гемостаза по информативным параметрам: предельному напряжению крови и постоянному времени, в отличие от известных решений, повышает точность и оперативность измерения времени свертывания крови не менее чем на порядок и позволяет автоматизировать контроль гемостаза. В итоге повышается достоверность измерений и расширяется диапазон контроля гемокоагулологии, что позволяет снизить риск развития гемокоагуляционных осложнений.

Литература

1. Сисла Б. Руководство по лабораторной гематологии / Б. Сисла; пер. с англ. под общ. ред. А.И. Воробьева. – М.: практическая медицина, 2011. – 352 с.
2. Одиноква А.А., Наумова А.В., Глинкин Е.И. Технология проектирования динамических характеристик //Вестник ТГУ. – Тамбов: ТГУ, 2013, Т.18, №5-3, С.2925 – 2933.

СПОСОБ ОЦЕНКИ УРОВНЯ СВЯЗНОСТИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ

П.А. Андрианов, Д.О. Бадаев, И.С. Епонешников,

С.И. Зыкин, Д.А. Фомичев

Научные руководители: к.т.н., доцент Н.Л. Коржук,

к.б.н., доцент А.Ф. Индюхин

Тульский государственный университет, г. Тула

Дети с неврологическими нарушениями (НН) – сенсорных и центральной нервной систем могут быть успешно интегрированы в общество только при проведении ранней диагностики и последующей эффективной реабилитации. Решающее значение при этом имеют своевременно проведенные электрофизиологические исследования – электроэнцефалография (ЭЭГ) и вызванные потенциалы соответствующей модальности – слуховые и зрительные.

Широкий охват детского населения такими исследованиями не предусмотрен программой диспансеризации, сами они не являются широко доступными.

В основу разрабатываемой скрининговой системы ЭЭГ-обследования [1] положена гипотеза о связи НН с изменениями уровней синхронизации биоэлектрической активности коры головного мозга, измерение которых позволяют автоматически диагностировать наличие нарушений.

Рассматривался способ вычисления функций когерентности (ФК) между парами отведений ЭЭГ [2], альтернативный традиционному, основанному на спектральных преобразованиях [3].

Предложенный способ [3] значительно упрощает и ускоряет оценку уровней связности точек коры по сравнению с приведенным в [1], поскольку оперирует с отдельными отведениями, а не с парами отведений (их значительно больше, что увеличивает время расчетов). Для расчета ФК используется формула аппроксимации спектра ЭЭГ в соответствующем отведении на основе передаточной функции полосового фильтра, параметры которого автоматически настраиваются в зависимости от характера входного сигнала.

Передаточная функция полосового фильтра имеет вид:

$$W(p, u_1, u_2) = \frac{\omega_{\Pi}(u_2) \cdot p}{\omega_P^2(u_1) + \omega_{\Pi}(u_2) \cdot p + p^2}$$

где: ω_P – резонансная частота фильтра;

ω_{Π} – полоса пропускания;

u_1, u_2 – выходные сигналы первого и второго регуляторов соответственно.

В процессе отработки системы было установлено, что при наличии во входном сигнале фильтра (сигнале ЭЭГ) частотной составляющей с регулярными фазовыми характеристиками (например, альфа-ритма) работа второго регулятора, рассчитанного на чисто шумовой характер сигнала, становится неэффективной. Это обусловлено тем, что дисперсия синусоидального сигнала не изменяется при прохождении фильтра, настроенного на ее частоту.

В связи с этим в данной статье рассматривается уточненная схема подачи сигнала на второй регулятор, представленная на рис.1.

Вариометры реализуются в виде программного алгоритма, вычисляющего среднее значение дисперсии в течение некоторой эпохи наблюдения (от 150 до 350 шагов решения программы). Резонансная частота формирующего фильтра автоматически настраивается на частоту

доминирующего ритма, а его полоса пропускания изменяется до тех пор, пока не будет достигнуто соотношение

$$D_2 = K D_1.$$

В результате настройки параметры формирующего фильтра позволяют получить оценку ФК между всеми отведениями регистрации ЭЭГ. Полученные значения сравниваются с базой данных параметров, соответствующих определенным НН, благодаря чему пациент может быть отнесен к группе нарушений, либо к группе «Норма».

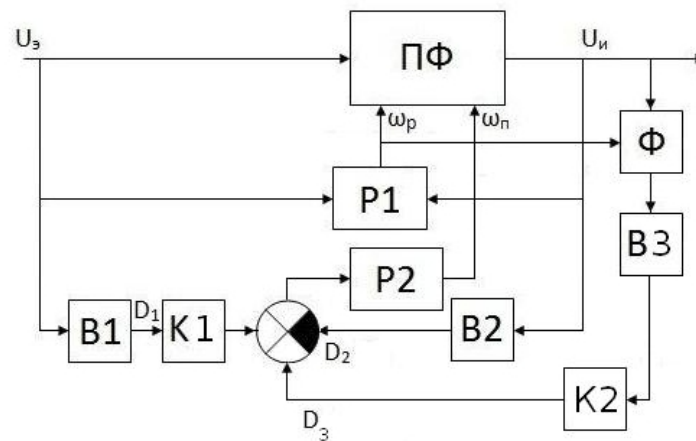


Рис. 1. Блок-схема формирующего фильтра с двойной параметрической настройкой.

ПФ – полосовой фильтр; Ф – узкополосный фильтр; P1, P2 – регуляторы;
B1, B2, B3 – вариометры; K1, K2 – коэффициенты передачи, D1, D2, D3 – дисперсии
входного, выходного сигналов и синусоидальной составляющей соответственно;
 ω_p , ω_n – резонансная частота и полоса пропускания полосового фильтра

Результаты моделирования настройки фильтра приведены на рис 2.

Рассмотренное устройство в реальном времени позволяет без спектральных преобразований получить аппроксимацию спектра анализируемого сигнала ЭЭГ – как квадрат передаточной функции формирующего фильтра.

Для поиска электрофизиологических маркеров было разработано программное обеспечение, которое вводит записи ЭЭГ детей с известными

диагнозами в интерактивном режиме, определяет параметры синхронизации и накапливает базу данных. Обследовались группы с НН, а также группа здоровых детей. Оценка достоверности различий проводилась с использованием точного метода Фишера.

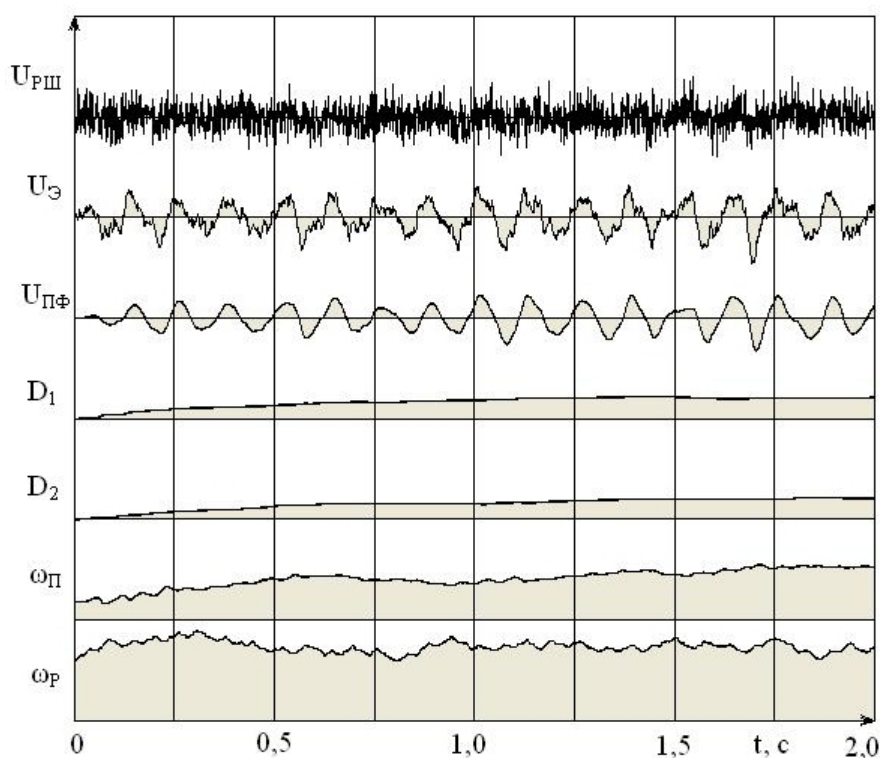


Рис. 2. Графики сигналов и переменных, выводимых на экран. В координатной сетке сверху вниз представлены: сигнал «розового» шума (белый шум и синусоида); сигнал $U_{Э}$; выходной сигнал полосового фильтра $U_{ПФ}$; дисперсия D_1 ; дисперсия D_2 ; полоса пропускания $\omega_{П}$; резонансная частота $\omega_{Р}$

Таким образом, разработана математическая модель биотехнической системы, которая в реальном времени будет определять показатели синхронизации биоэлектрической активности пациента. Применение модели при неврологическом скрининге обеспечивает выполнение поставленной задачи - автоматизации диагностики неврологических нарушений по результатам регистрации ЭЭГ с достаточной для практики точностью без участия врача-специалиста в массовых обследованиях.

Литература

1. Индюхин А.А. Скрининговая система диагностики неврологических нарушений на основе самонастраивающегося фильтра. Дисс. ... канд. техн. наук. – Курск, 2013.
2. Иванов Л.Б. Прикладная компьютерная электроэнцефалография. М.: АОЗТ «Антидор», 2000. – 256 с.
3. Кузовлев Л.В., Климова И.В., Макеева Т.С., Епонешников И.С. Технология диагностики нарушений ЦНС // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы: сборник материалов III Международной заочной научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. 14 февраля – 15 мая 2014 г. – Москва: Прондо, 2014. – С. 230 – 234.

СТРУКТУРА ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НЕВРОЛОГИЧЕСКОГО СКРИННИНГА

И.В. Ларина, Т.С. Макеева

Научные руководители: к.т.н., доцент Н.Л. Коржук,

к.б.н., доцент А.Ф. Индюхин

Тульский государственный университет, г. Тула

Нарушения функций организма, обеспечивающих уравнивание всех жизненных процессов и его отношений с внешней средой, могут иметь такой исход, как адаптация – новое состояние «нормы» – приспособления к изменившимся условиям [1]. Функциональное состояние, механизмы регуляции и управления деятельностью физиологических систем в первую очередь отражаются в характеристиках динамических образований центральной нервной

системы (ЦНС). Изучение этих механизмов является фундаментальным условием для понимания функций мозга и механизмов его интегративной деятельности [2].

Изменения в ЭЭГ при неврологических нарушениях (НН) – зрения, слуха, задержке психического развития, выражаются, прежде всего, в значениях уровней и частот синхронизации биоэлектрической активности головного мозга. Существующие компьютерные диагностические системы используют для этих целей функции когерентности, которые ввиду сложности расчета и зависимости от многих привходящих параметров неудобны для массовых обследований. Предложенная скрининговая система [3] неврологической диагностики не находит применения ввиду необходимости верификации на достаточно большом контингенте пациентов с различными НН.

Трудности вызывает необходимость использования программного обеспечения (ПО) скрининговой системы (СС) специалистами разного профиля – неврологами, сурдологами, нейроофтальмологами, психологами. При наборе базы данных специалист, кроме основной диагностической системы, должен обратиться к ПО системы и задать несколько признаков – диагноз, вид операции (набор базы или экспертиза). Ввиду загруженности специалистов они неохотно выполняют такие действия, тем более что результаты ими напрямую не используются.

При дальнейшем развитии СС [3] наряду с уточнением алгоритма диагностики, метода оценки синхронизации биоэлектрической активности, уделено необходимое внимание и удобству работы с системой специалистам разного профиля [4].

На рис.1 показан алгоритм работы ПО скрининговой системы.

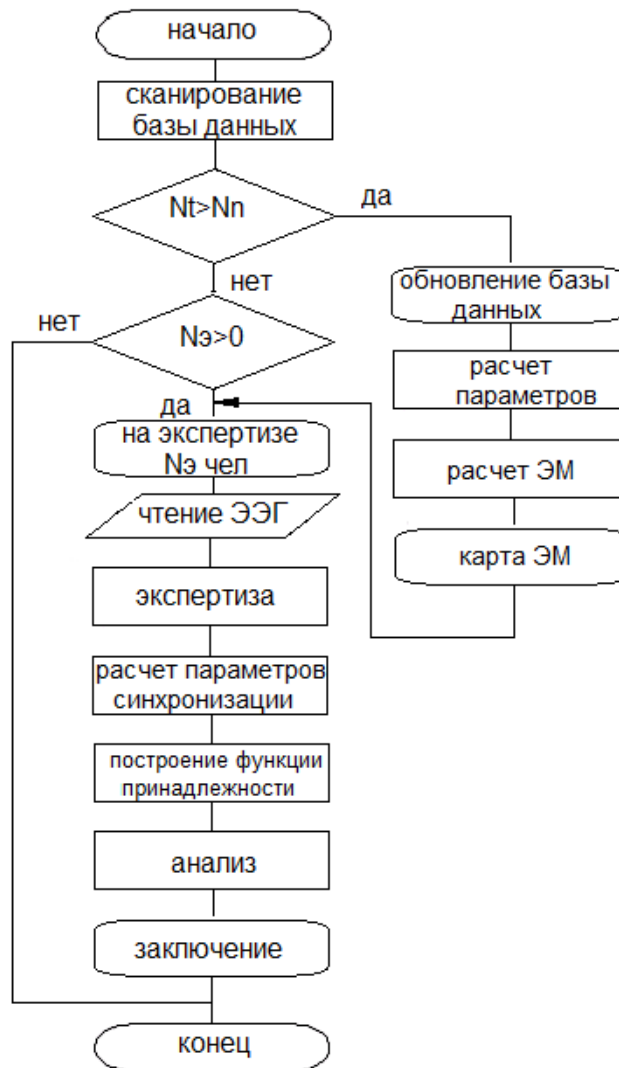


Рис.1.Алгоритм работы ПО скринингующей системы

В начале работы программы происходит сканирование базы данных. Если количество пациентов в ней превышает количество пациентов при предыдущем обращении, то происходит автоматическое обновление базы данных. Для вновь поступивших в базу пациентов рассчитываются электрофизиологические маркеры (ЭМ) неврологических нарушений и строится карта ЭМ. Затем происходит проверка наличия пациентов, направленных на экспертизу. Если среди пациентов есть направленные на экспертизу, то данные их ЭЭГ считываются. Для каждого анализируемого параметра рассчитываются функции принадлежности, определяемые формулой

$$B = F(x, m_0, m_1, b, \varepsilon, \sigma, A), \text{ где:}$$

x – значение конкретного параметра пациента;

m_0, m_1 – коэффициенты регрессионного уравнения зависимости математического ожидания параметра от возраста пациента в конкретной группе НН;

b – возраст пациента;

ε – эксцесс эмпирического распределения;

σ – среднеквадратическое отклонение;

A – асимметрия.

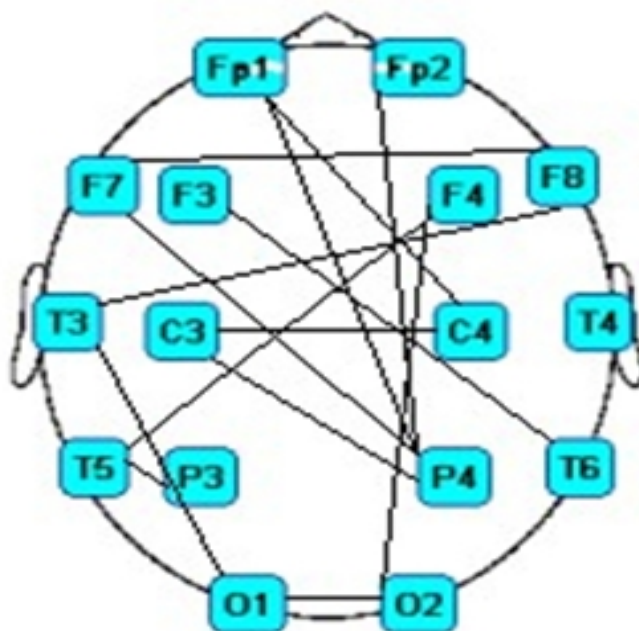


Рис. 2. Карта маркеров неврологических нарушений. Линии, соединяющие пары отведений, показывают, что в данной паре параметры синхронизации достоверно отличаются от нормы

Таким образом, разработана структура программного обеспечения скрининговой системы, которая позволит облегчить набор и верификацию базы данных в лечебном учреждении, а также упрощает расчет функций принадлежности при проведении скрининга детского населения.

Литература

1. Избранные технологии диагностики / В.М. Еськов [и др.], под ред. А.А. Хадарцева, В.Г. Зилова, Н.А. Фудина. – Тула: Изд-во ТулГУ, 2008. – 296 с.
2. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Акоев И.Г. Ритмическая структура ЭЭГ человека: современное состояние и тенденции развития // Успехи физиологических наук, 2000. – Т. 31. - № 3. – С. 39 -53.
3. Индюхин А.А. Скрининговая система диагностики неврологических нарушений на основе самонастраивающегося фильтра. Дисс. ... канд. техн. наук. – Курск, 2013.
4. Кузовлев Л.В., Климова И.В., Макеева Т.С., Епонешников И.С. Технология диагностики нарушений ЦНС // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы: сборник материалов III Международной заочной научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. 14 февраля – 15 мая 2014 г. – Москва: Прондо, 2014. – С. 230 – 234.

АДАПТИВНАЯ ОБРАБОТКА БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СИГНАЛА

В.В. Миляева, А.Н. Медведева, Э.М. Васина, А.А. Перов

Научные руководители: к.т.н., доцент Н.Л. Коржук,

к.б.н., доцент А.Ф. Индюхин

Тульский государственный университет, г. Тула

В обработке сигналов биоэлектрической активности головного мозга – электроэнцефалограммы (ЭЭГ) можно отметить тенденцию к анализу и поиску маркеров когнитивной деятельности в виде параметров

синхронизации процессов – функций корреляции, когерентности, солитонов, полиспектральных преобразований.

Исследование работы здорового мозга и пограничных состояний – негрубых неврологических нарушений уверенно выходит на первый план научного поиска. Эта сложнейшая задача требует привлечения всего накопленного методологического арсенала, поэтому представляется неправомерным значительное преобладание среди инструментальных средств спектральных методов обработки ЭЭГ.

Рассмотрим альтернативный метод обработки биоэлектрических сигналов – адаптивную фильтрацию. Является актуальной задача выделения доминирующего в отведении ритма – альфа, бета, тета или дельта. Такие характеристики, как амплитуда, частота, фазовые соотношения или длина «веретена» гораздо проще и быстрее определить не методом спектральных преобразований, а применением адаптивного фильтра с переменными параметрами. Как показано в ряде исследований, эти дескриптивные показатели могут быть диагностически значимыми при выявлении неврологических нарушений.

Адаптивный фильтр для определения частоты и амплитуды доминирующего ритма имеет структуру, представленную на рис. 1.

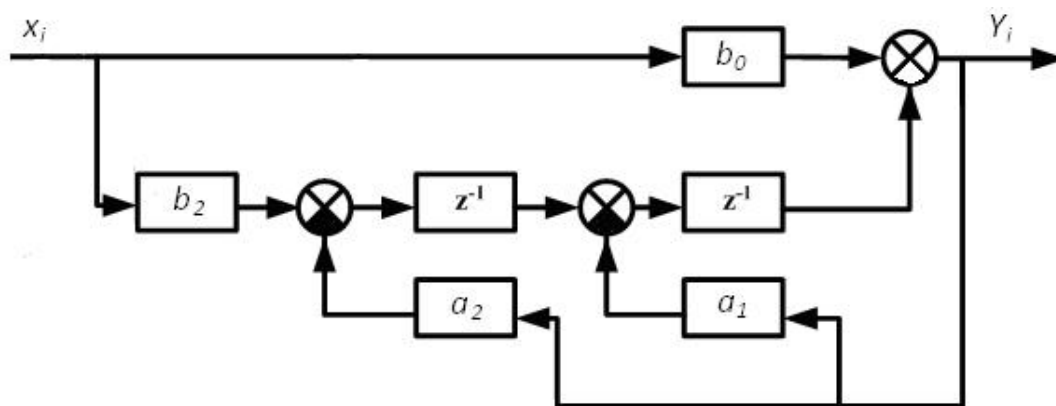


Рис. 1. Блок-схема цифрового узкополосного фильтра второго порядка

Цифровой узкополосный фильтр (ЦУФ) представляет собой систему из сумматоров, усилителей с регулируемыми коэффициентами и линий задержки, реализующую рекуррентное уравнение

$$Y_i = b_0 \cdot x_i + b_2 \cdot x_{i-2} - a_1 \cdot Y_{i-1} - a_2 \cdot Y_{i-2} \quad (1)$$

Коэффициенты уравнения (1) рассчитываются на каждом шаге решения уравнения по формулам:

$$\begin{aligned} b_0 &= \frac{2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4}; \\ b_2 &= -\frac{2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4}; \\ a_1 &= \frac{2 \cdot \omega_p^2 \cdot \tau^2 - 8}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4}; \\ a_2 &= \frac{\omega_p^2 \cdot \tau^2 - 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4}{\omega_p^2 \cdot \tau^2 + 2 \cdot \omega_{\Pi} \cdot \tau + 4}, \end{aligned} \quad (2)$$

где ω_p - резонансная частота полосового фильтра;

ω_{Π} - полоса пропускания фильтра.

Структура, представленная на рис. 1, имеет существенную особенность – коэффициент пропускания фильтра на резонансной частоте равен единице, а полоса пропускания не зависит от этой частоты. Такое свойство при использовании фильтра [1] обеспечивает стабильные динамические. В работе [2] показана возможность применения ЦУФ для выделения единичных реализаций вызванных потенциалов, прежде всего когнитивных.

В работах [1-3] для настройки ЦУФ используется известный из радиотехники метод ФАПЧ – фазовой автоподстройки частоты, когда сравнивается фаза входного и выходного сигнала. При наличии помех на входе фильтра детектирование фазы происходит с погрешностями, что ухудшает динамику процесса настройки.

Предлагается периодометрический метод настройки с использованием цифровых счетчиков. Структура регулятора представлена на рис. 2.

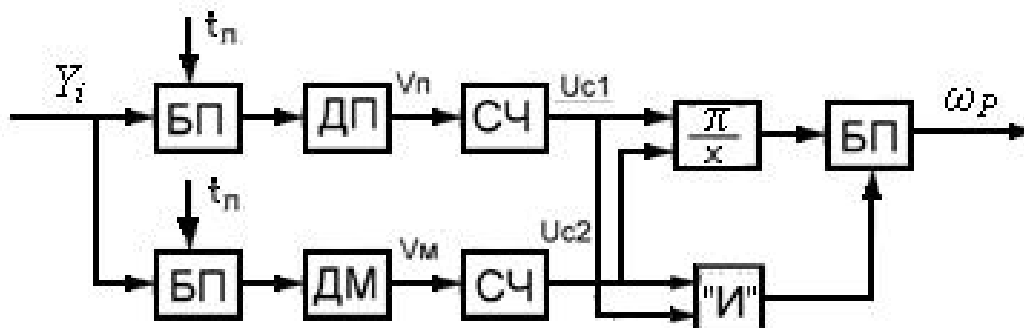


Рис. 2. Блок-схема регулятора ЦУФ. БП – блоки переключения; ДП, ДМ – датчики нахождения сигнала соответственно в положительной и отрицательной фазе; СЧ – счетчики; «И» - логическая схема; t_n – время включения регулятора

Сигнал Y_i подается на датчики ДП и ДМ, по их сигналам запускаются счетчики СЧ. После перехода сигнала в другую фазу максимальные показания счетчика поступают на функциональный блок, в котором определяется частота выходного сигнала ЦУФ. Полученное значение ω_p по формулам (2) дискретно изменяет резонансную частоту фильтра. Для повышения надежности работы регулятора в качестве выходного сигнала используется среднее значение ω_p за два полупериода выходного сигнала, т.е. схема «И» формирует выходной сигнал БП при наличии минимально двух срабатываний счетчиков.

Проведенное математическое моделирование (результаты представлены на рис. 3) показало, что дискретное переключение резонансной частоты не приводит к существенным искажениям формы сигнала. Время переходного процесса настройки по сравнению с прежним регулятором сокращается незначительно, однако использование для настройки выходных сигналов ЦУФ повышает помехоустойчивость устройства и открывает новые возможности его использования.

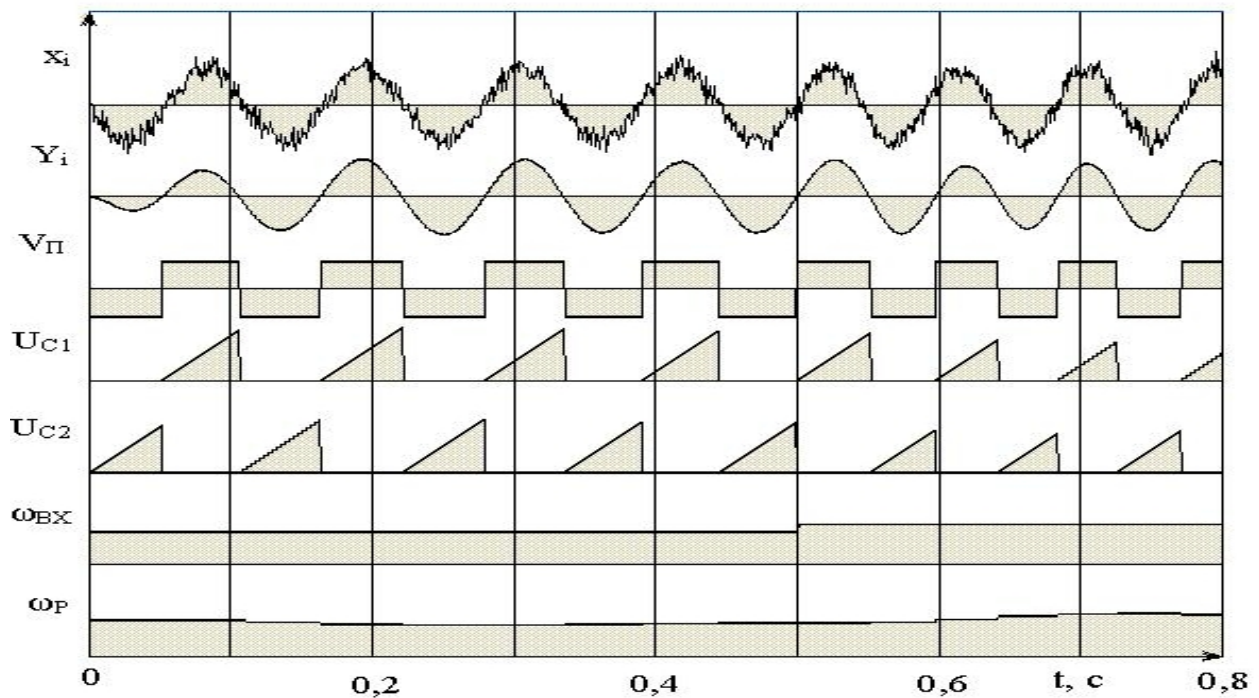


Рис. 3. Диаграммы сигналов в модели ЦУФ

Литература

1. Индюхин А.Ф. Обработка электроэнцефалографической информации фильтром с переменными параметрами. Дисс.... канд. биол. наук. – Тула, 2006.

2. Коржук Н.Л., Индюхин А.А., Индюхин А.Ф., Савельев В.В. Способ электроэнцефалографической диагностики неврологических нарушений // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск: «Медицинские информационные системы». Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2010. - № 8 (109). – С. 121 – 127.

3. Индюхин А.А. Скрининговая система диагностики неврологических нарушений на основе самонастраивающегося фильтра. Дисс. ... канд. техн. наук. – Курск, 2013.

ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКА ГРУППЫ КРОВИ

А.Н. Тархов

Научный руководитель: к.т.н., преподаватель Т.С. Патрикova

Тульский сельскохозяйственный колледж

имени И.С. Ефанова, г. Тула

Инновационные проекты в сфере диагностической медицины лежат в русле стратегии развития медицинской промышленности до 2020 года [1]. Несмотря на высокотехнологичные решения, которые намереваются использовать при их реализации, предполагается, что разрабатываемые инструменты будут просты в применении, обладать кратчайшим временем между началом постановки и получением результата (до 20 мин.). Этими требованиями обладает экспресс-диагностика.

В настоящее время портативных приборов для экспресс-диагностики группы крови и резус-фактора, применяемых в чрезвычайных условиях, например, в медицине катастроф, военных действиях, полевых условиях для предупреждения рисков осложнения при переливании крови нет. Портативный многоцелевой измерительный прибор Ридер от Trilezer Plus применяется для ранней диагностики наличия аллергии как заболевания и имеет более 150 запрограммированных тестов. Существуют идентификационные полоски (заявка № 2101709 от 21.03.1997г.), предназначенные для однократного определения группы крови и резус-фактора больного. Они могут быть использованы во всех областях медицины, связанных с экстренным переливанием эритроцитов и других компонентов крови. Средство представляет собой пластмассовую пластинку с наклеенными на неё четырьмя полосками бумаги, на

поверхность которых последовательно нанесены и высушены полимерная суспензия и тестовый реактив.

В связи с этим, актуальной задачей является разработка прибора, относящегося к области медицины, а именно к средствам определения группы крови человека аппаратным способом, вне лабораторных условиях и который может использоваться медиками, как в стандартных рядовых случаях при необходимости выявления группы крови и резус-фактора, так и в экстренных случаях при необходимости быстрого анализа.

Определение группы крови и резус-фактора связано с реакцией агглютинации, в процессе которой происходит изменение плотности, вязкости вещества, повышается давление. Эти параметры можно зафиксировать различными датчиками.

Предлагается реализация портативного устройства для экспресс-диагностики группы крови и резус-фактора с использованием датчика давления МРХ2010 [2]. За основу была взята схема электрическая принципиальная, представленная в [3] и выполненная на восьмиразрядном микроконтроллере (МК) МС68НС705Р9 [4]. Известно несколько вариантов сопряжения датчиков МРХ с микропроцессорными модулями. Традиционно они строятся в основном на базе классических схем дифференциальных усилителей. Использование сдвоенных или счетверенных усилителей позволяет добиться улучшения массо-габаритных показателей. Интересен способ измерения в диапазоне давления до 2,5 кПа с точностью 1–2 %. Он основан на низкочастотной модуляции питающего напряжения, в данном случае амплитудой 24 В, подаваемого на датчик МРХ2010. При этом амплитуда выходного сигнала достигает 15 мВ при 2,5 кПа. Такой же датчик в классической схеме включения с номинальным напряжением питания 10 В вырабатывает на выходе при том же давлении всего 6,5 мВ. Микроконтроллер по программе, записанной во Flash-память, производит периодическое

подключение датчика к источнику напряжения через ключевую схему. В этот же момент производится считывание сигнала, поступающего с усилителя сигнала на вход АЦП микроконтроллера. В дальнейшем полученные данные могут быть переданы в управляющую систему через последовательный SPI-интерфейс или параллельный порт МК.

Схема электрическая структурная портативного устройства для экспресс-диагностики группы крови и резус-фактора представлена на рис. 1. В кювете с исследуемым материалом происходит реакция, в результате которой образуется давление, которое через проницаемую мембрану действует на датчик. С датчика поступает сигнал в виде напряжения на усилитель, так как сигнал достаточно слабый. С операционного усилителя сигнал идет на микроконтроллер и с него преобразованный в цифровой вид поступает на индикатор. На основе структурной схемы разработана схема электрическая принципиальная, которая включает в себя датчики, усилители сигналов, ключевую схему подключения датчиков к МК, МК, генератор тактовой частоты, схему контроля питания, индикаторы, источник питания. Для увеличения диапазона выходного напряжения датчика выберем его напряжение питания +15 В, т.е. будем использовать 12 аккумуляторов Д-0,25, с которых для работы схемы подается +2,5 В и +5 В. Для индикации результатов используются семисегментные индикаторы АЛС324Б.

Для исследования анализируемой крови, упрощения процесса и повышения точности разработан специальный сменный картридж, имеющий прямоугольную форму и выполненный с лунками для размещения реактивов и крови, расположенными параллельно длинной стороне, при этом количество кювет является необходимым и достаточным для анализа крови на выявление принадлежности к одной из известных групп. Под ними расположены проницаемые мембраны и датчики сверхнизкого давления. Картридж изготавливается из

пластмассовых материалов. Корпус картриджа имеет удобную ручку для его перемещения. Крышка плотно закрывает кюветы для того, чтобы образовавшееся давление в процессе реакции агглютинации в определенной кювете через отверстие поступило на датчик.

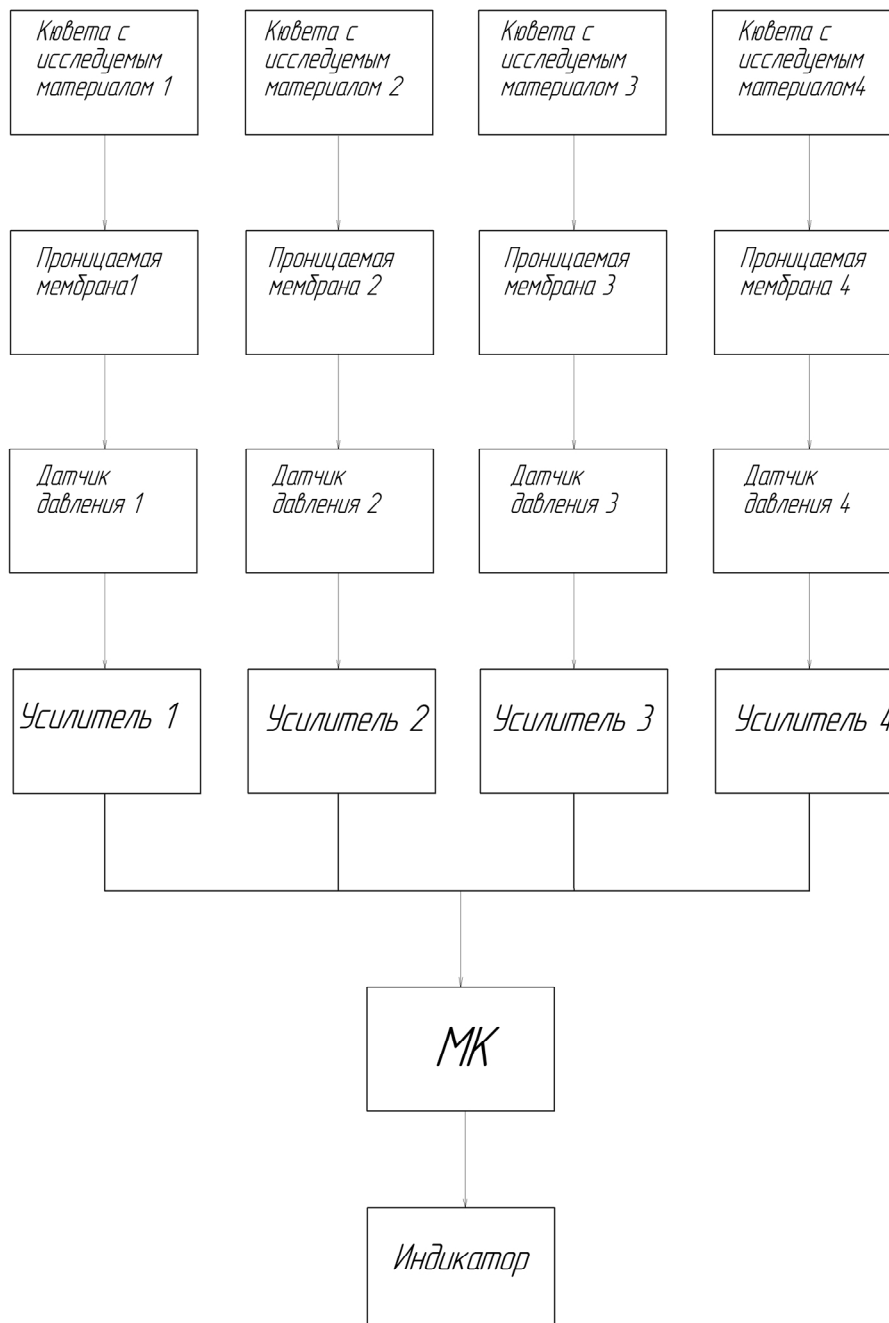


Рис. 1. Схема электрическая структурная портативного устройства для экспресс-диагностики группы крови и резус-фактора

Таким образом, разработанное портативное устройство, имеющее небольшие габаритные размеры и массу позволяет за короткое время (5 мин.) выполнить экспресс-диагностику группы крови и резус-фактора.

Литература

1. Экспресс-диагностика. Клинически важная информация по одной капле капиллярной или венозной крови [Электронный ресурс]// URL:www.fooke.ru (дата обращения: 20.04.2014).

2. Фрайден Дж. Современные датчики. Справочник./ Фрайден Дж. М.: Техносфера, 2005.- 592с.

3. Волков В. Применение датчиков давления фирмы MOTOROLA/ Компоненты и технологии. №7. 2000. - С.58-60.

4. Ремизевич Т.В. Микропроцессоры для встраиваемых приложений: от общих подходов – к семействам HC05, HC08 MOTOROLA/ Под ред. Кирюхина И.С. М: ДОДЕКА, 2000. - 272с.

ПОЛУЧЕНИЕ БИОИНЕРТНЫХ СПЛАВОВ СИСТЕМЫ ТИТАН-НИОБИЙ МЕТОДОМ ПОРОШКОВОЙ МЕТАЛЛУРГИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ПУЧКА, ОБЛАДАЮЩЕГО ВЫСОКОЙ ПРОНИКАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТЬЮ

И.А. Глухов, А.М. Марамбекова*

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Ю.П. Шаркеев

Институт физики прочности и материаловедения, г. Томск

**Томский государственный университет, г. Томск*

В настоящее время к современным материалам для медицинских имплантатов предъявляются все большие требования по

биосовместимости и соответствию их механических свойств механическим свойствам костной ткани [1-5]. Наиболее применяемым материалом для имплантатов, устанавливаемых на длительный срок, является технически чистый титан ввиду отсутствия в нем вредных для организма примесей. Титан как и другие вентильные металлы (Nb, Zr, Ta, Hf) является биоинертным [1-5]. Главный его недостаток заключается в высокой величине модуля упругости по сравнению с костной тканью [2,5,6]. На сегодняшний день актуальными являются исследования по применению сплавов из биоинертных металлов с низким модулем упругости в медицине. В частности, сплавы системы титан-ниобий, при определенной концентрации ниобия, имеют модуль упругости на уровне 55-60 ГПа, что сопоставимо с модулем упругости для кортикальной (плотной) костной ткани [2,5,6].

Проблема получения данных сплавов состоит в существенной разнице температур плавления компонентов сплава и в том, что Nb является тугоплавким металлом [7,8]. Одним из методов решения данной проблемы состоит в применении метода электроннолучевой плавки. В работе использован высокоэнергетический метод порошковой металлургии с применением электронного пучка, обладающего высокой проникающей способностью. В качестве источника энергии применен выпущенный в атмосферу электронный пучок с энергией электронов 1,4 МэВ [9, 10]. Выделяемая энергия достаточна для быстрого нагрева поверхностного слоя (пробег электронов с такой энергией в металлах составляет 1,5 мм) до температуры плавления. В качестве наплавочного материала использовалась смесь порошков Nb (48 мас.%), Ti (12 мас.%), а в качестве флюса – смесь фтористых солей: CaF_2 (27 мас.%) и LiF (13 мас.%). С целью получения различных концентраций Nb и Ti применяли одно-, двух- и трехкратную наплавку. Состав наносимых порошков Ti и Nb а также порошков флюса и режим наплавки для каждого цикла были

идентичными. Металлографические изображения образцов получали на микроскопе МИМ-9 на поперечных шлифах. Элементный состав определяли на рентгенофлуоресцентном анализаторе NitonXL3t. Измерения микротвердости проводили на поперечных шлифах образцов на приборе ПМТ – 3М.

На рис.1. представлены оптические изображения поперечных сечений образцов с 1-ой, 2-мя и 3-мя наплавками. На всех изображениях можно четко выделить три зоны (границы между зонами выделены пунктирными линиями). Первая зона соответствует сформированному сплаву системы Ti-Nb. Вторая зона – это зона термического влияния (ЗТВ). Затем идет подложка. Отметим, что для всех образцов ширина зоны термического влияния остается примерно равной независимо от количества наплавленных слоев.

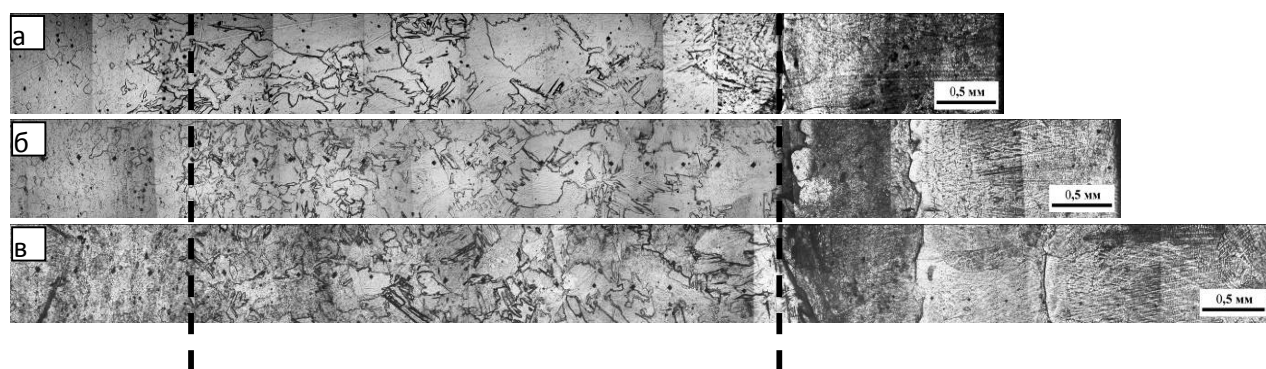


Рис. 1. Структура в поперечном сечении образцов после одной, двух и трех наплавок с различной концентрацией ниобия в наплавленном слое (ат. %): а – 18, б – 29; в – 41; пунктирными линиями показаны границы между подложкой, зоной термического влияния и наплавленным слоем

На рис. 2а. приведена зависимость содержания ниобия в наплавленном слое от количества наплавов. Из представленных данных видно, что в полученных, при выбранном составе наносимых порошков, сплавах концентрация ниобия в зависимости от числа наплавов варьирует от 18 до 41 ат. %. Концентрация ниобия растет линейно с увеличением

количества наплавов. Суммарная толщина наплавленного слоя возрастает от 1,5 до 3 мм также линейно (рис.2б).

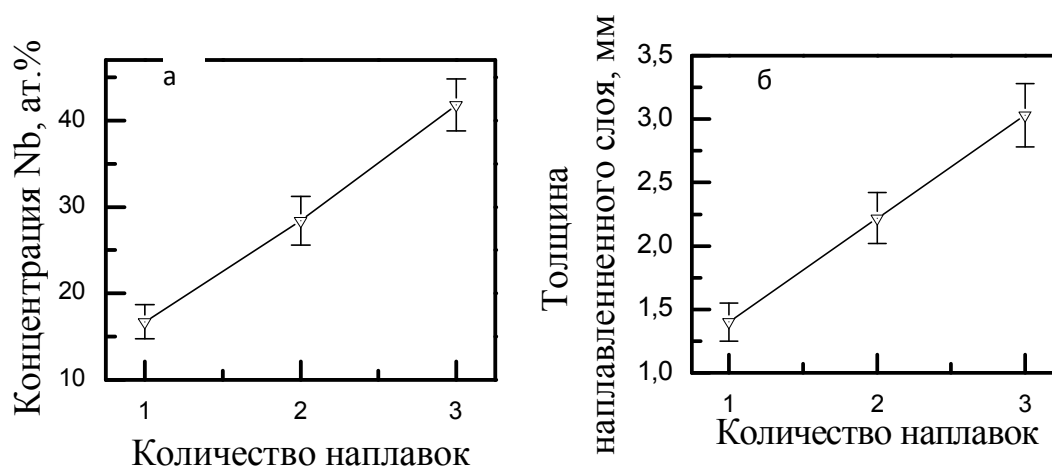


Рис.2. Зависимости максимальной концентрации ниобия в наплавленном слое (а) и толщины слоя (б) от количества наплавов

Выводы

1. Метод высокоэнергетической электронно-лучевой порошковой металлургии позволяет получать сплавы системы Ti-Nb с варьируемым элементным составом и различной толщиной. Наплавленный материал системы Ti-Nb может стать источником для последующей металлургической плавки с целью получения сплава однородного состава с заданным составом.

2. Изменение количества электроннолучевых наплавов от одной до трех приводит к увеличению суммарной толщины наплавленного слоя системы Ti-Nb от 1,5 до 3 мм и концентрации ниобия от 18 до 41 ат. %.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке программы фундаментальных исследований Президиума РАН проект 8.21; Программы фундаментальных исследований СО РАН, 2013 – 2016гг., проект III.23.2.2.

Литература

1. XU Li-juan, XIAO Shu-long, TIAN Jing, CHEN Yu-yong, HUANG Yu-dong. Microstructure and dry wear properties of Ti-Nb alloys for dental prostheses // Trans. Nonferrous Met. Soc. China. – 2009. – №19. – p.p.639-644.
2. Lee C.M., Ju C.P., Chern lin J.H. Structure property relationship of cast Ti-Nb alloys // Journal of Oral Rehabilitation. – 2002. – № 29. – p.p. 71-77.
3. Васин С.Л., Немец Е.А., Перова Н.В. и др. Биосовместимость /Под ред. В. И. Севастьянова. – М.: 1999, 368 с.
4. Mitsuo Niinomi, Masaaki Nakai, Junko Niede. Development of new metallic alloys for biomedical application // Acta Biomaterialia. – 2012. – № 8. – p.p. 3888-3903.
5. Иванова М.С., Пирожкова М.А. Перспективы по практическому применению сплавов циркония в ортопедической стоматологии // Российский стоматологический журнал. – 2008. – № 3. – С. 40-44.
6. Фигурска М. Структура компактной костной ткани // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11. – № 3. – С. 28–38.
7. Ниобий и тантал и их сплавы. / Пер. с англ. А.М. Захарова, Р.С. Минц, Г.Ф. Беляева / Под ред. Проф. Е.М. Савицкого. М.: Металлургия. 1966. –332с.
8. Киффер Р., Браун Х. Ванадий, ниобий, тантал. / Пер. с нем. М: Металлургия, 1968. – 331 с.
9. Голубенко Ю.И., Вейс М.Э., Куксанов Н.К. и др. Ускорители электронов серии ЭВЛ: состояние, применение, развитие. – Новосибирск.: ИЯФ им. Г.И. Будкера СО РАН, 1997. – 32 с.
- 10.Голковский М.Г. Закалка и наплавка релятивистским электронным пучком вне вакуума. / LAP Lambert academic publishing. – 2013, – 318 с.

ОСОБЕННОСТИ САМОСОЗНАНИЯ И САМООЦЕНКИ СТУДЕНТОВ ИНЖЕНЕРНО-ЭКОЛОГИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ

О.В. Смирнова, М.С. Филатова

Научный руководитель: д.п.н., доцент О.Н. Головкин

*Севастопольский национальный технический
университет, г. Севастополь*

Для практического изучения особенностей самосознания, самоотношения и самооценки личности весьма полезными являются графические методы психологической диагностики. Наше исследование было направлено на определение индивидуально-типологических особенностей и социальной компетентности студентов специальности «Экология и охрана окружающей среды» для получения актуальной интерпретации относительно их социальных взаимодействий.

Проективный рисуночный тест «Автопортрет» применяется в целях диагностики бессознательных эмоциональных компонентов личности (самооценка, актуальные состояния, невротические реакции тревожности, страх, агрессивность). Изображая себя, человек воссоздает основные черты собственных телесных нужд и внутренних конфликтов. Рисунок открывает возможность анализа достоинств и конструктивных потенций, равно как и анализа нарушений. Тест «Автопортрет» адаптирован американским исследователем Р. Бернсом, который предлагал нарисовать себя одного или с членами семьи, коллегами по работе. Это связано с тем, что очень часто человек скрывает свои эмоции, отношения, позиции по тем или иным вопросам, но все это может найти выход в рисунке. Также с помощью теста можно выяснить особенности самоотношения, самораскрытия, представлений о самом себе. [2]

В рамках нашего исследования сорока студентам первого и четвертого курсов специальности «Экология и охрана окружающей среды» было предложено нарисовать автопортрет на тему «Я – студент». Некоторые примеры автопортретов студентов представлены на рис. 1.



Рис. 1-6. Примеры автопортретов студентов

Дальнейшее исследование заключалось в сравнительном анализе характера изображения графических форм по различным интерпретациям. Существует несколько интерпретаций теста «Автопортрет» [2]. Для оценки индивидуально-типологических особенностей студентов нами были отобраны критерии, представленные в таблице 1.

Таблица 1

Критерии оценки индивидуально-типологических особенностей студентов

Признак	Критерии признака
Самооценка (расположение рисунка на листе)	В центре – адекватная; в верхней части – завышенная; в нижней части – заниженная.
Интеллектуальная и социальная адекватность (голова)	Пропорциональная, нормальная по размеру голова – интеллектуальная и социальная адекватность; большая голова – высокие интеллектуальные и социальные притязания; маленькая голова – интеллектуальная и социальная неадекватность.
Контроль над телесными влечениями (шея)	Нормальная шея – адекватный (сбалансированный) контроль над телесными влечениями. длинная шея – потребность в защитном контроле; короткая шея – поведение больше направляется побуждениями, нежели интеллектом (уступки слабостям); отсутствие шеи – отсутствие контроля.
Местонахождение базовых потребностей и влечений (туловище)	Нормальное, пропорциональное туловище – равновесие потребностей и влечений; маленькое туловище – отрицание потребностей и влечений; большое, крупное туловище – неудовлетворенность осознаваемыми влечениями; отсутствие туловища – потеря схемы тела, отрицание телесных влечений.
Чувствительность к критике, общественному мнению	Большие уши – повышенная чувствительность к критике, реактивность на критику; большие глаза – повышенная чувствительность к критике.
Тревожность	Сильный нажим; помещение рисунка в левой части

	(интравертированность); перерисовка и стирание; заштрихованные волосы (беспокойство); прижатые к телу руки.
Страхи	Интенсивная штриховка; обведение контура; затушеванные зрачки.
Депрессия	Рисунок в нижней части листа; слабый нажим и контур; скованная, статичная поза; эскизный контур.
Выраженная защита	Улыбка; руки за спиной или в карманах; изображение в профиль (замкнутость).
Агрессивность	Сильный нажим; жирный контур рисунка; ноги расставлены; видны зубы (вербальная агрессия); выделены уши, ноздри, рот (выраженная агрессивность); подбородок увеличен и акцентирован; ноздри выделены (примитивная самосохранительная агрессия); руки большие, подчеркнутые – компенсация слабости; оружие.
Эгоизм, нарциссизм	Крупный рисунок; глаза без зрачков; полуприкрытые глаза (сосредоточенность на себе).
Зависимость (в том числе и от матери)	Крупный (красный) рот; пуговицы по центральной оси; маленькие ступни и ладони; наличие карманов (зависимость от матери) как у юношей, так и у девушек;

	подчеркнутая грудь (зависимость от матери у юношей)
Эмоциональная незрелость, инфантилизм	Глаза без зрачков; опущенная шея; детские черты лица; пальцы как листочки или гроздь винограда.
Демонстративность	Длинные ресницы; много внимания уделено волосам; выделенные крупные губы; одежда, украшенная, тщательно прорисованная; макияж и украшения.

Результаты обработки графического материала показали, что среди опрошенных преобладают студенты с адекватной самооценкой, интеллектуально и социально адекватные, отрицающие потребности и влечения, с повышенной чувствительностью к критике. Также рисунки большей части опрошенных отражают тревожность, агрессивность, выраженную защиту, эгоизм и нарциссизм, зависимость и эмоциональную незрелость.

Следует отметить гендерные различия в индивидуально-типологических особенностях юношей и девушек. Среди девушек, принимавших участие в исследовании, присутствуют лица с адекватной, заниженной и завышенной самооценкой, в то время как среди юношей вообще не встречаются лица с заниженной самооценкой. Более характерным для юношей является поведение, которое больше направляется побуждениями, чем интеллектом, а также отсутствие контроля над телесными влечениями. Остальные параметры как у юношей, так и у девушек представлены практически в равном соотношении.

Если говорить о возрастных особенностях, то главным различием здесь является присутствие у юношей младшего (первого) курса

демонстративности и отсутствие ее у юношей старшего (четвертого) курса. У девушек особых возрастных различий не наблюдается.

Среди обследованных студентов большинство имеют достаточно высокий уровень социальной компетентности, но многие этого не осознают из-за состояния тревожности и неудовлетворенности.

Литература

1. Немов Р.С. Психология: Учеб. для студ. пед. учеб. заведений. / Р.С. Немов. – В 3 кн. – 4-е изд. – М.: ВЛАДОС, 2001. – Кн. 3: Психодиагностика. Введение в научное психологическое исследование с элементами математической статистики. – 640 с.
2. Потемкина О.Ф. Графические методы в психологической диагностике / О.Ф. Потемкина, Е.С. Романова. – М.: Дидакт, 1992. – 256 с.

ВЛИЯНИЕ ПЕПТИДНОГО КОМПЛЕКСА «ENI-SALA 3» НА ПРОДОЛЖИТЕЛЬНОСТЬ ЖИЗНИ МЫШЕЙ ЛИНИИ СВА/Са

Д.В. Шитиков, И.Е. Крылова, О.В. Горобец^{*}, В.В. Дарчик^{*},
А.И. Линник^{*}, И.Н. Пишель

Институт геронтологии имени Д.Ф. Чеботарева, г. Киев, Украина

^{}Национальный университет пищевых
технологий Украины, г. Киев, Украина*

Новым подходом к проблеме профилактики и лечения возрастных заболеваний, а также восстановления нарушенных функций организма является биорегулирующая терапия, которая основана на применении эндогенных пептидных биорегуляторов – пептидных комплексов [1, 2].

Пептидный комплекс "*ENI-SALA 3*" (ООО "*ENI-SALA 3*", г. Симферополь) содержит пептиды нескольких типов ткани: печени, селезёнки, хряща поросят первого месяца жизни. Кроме того, в препарате содержится незначительное количество пептидов сосудов, нервной ткани, мышц [3]. Целью данной работы было исследование влияния препарата "Пептидный комплекс *ENI-SALA 3*", обладающего широкой тканевой специфичностью, на выживаемость жизни мышей линии *CBA/Ca*.

Исследования проведены на мышах линии *CBA/Ca*. Животные возрастом 11 – 14 мес. были рандомизированы и распределены по клеткам в среднем по 4 – 5 мышей. Их подразделили на 2 группы с учетом пола, возраста и массы тела: контрольная группа – получали воду, и основная – животные получали раствор пептидного комплекса "*ENI-SALA 3*" в дозировке 0,3 мкг на 1 мыш. Животные получали препарат в виде водного раствора с питьем на протяжении 16 часов (питье ставилось на ночь с 17:00 до 09:00 следующего дня), 3 раза в неделю по будним дням (через день) в течение 10 месяцев (исследование продолжается). Количество воды и стандартного лабораторного корма не ограничивалось. Учет смертности проводили ежедневно, за исключением выходных дней.

Статистическую обработку данных проводили с использованием *t*-критерия Стьюдента для зависимых выборок. Анализ кривых выживания проводили при помощи U_w -критерия Гехана-Уилкоксона.

Установлено, что более выраженный геропротекторный эффект препарата более проявляется у самок – их средняя выживаемость была на 27 % выше ($P = 0,0075$). Данный эффект отсутствовал у самцов. Полученные результаты могут свидетельствовать о том, что изучаемый препарат обладает геропротекторными свойствами, но механизм его действия нуждается в дальнейшем исследовании.

Литература

1. Хавинсон В. Х. Пептидная регуляция старения. – СПб.: Наука, 2009. – 54 с.
2. Mookherjee N., Hancock R. E. W. Cationic host defense peptides: Innate immune regulatory peptides as a novel approach for treating infections // Cell. Mol. Life Sci. – 2007. – 64. – P. 922 – 933.
3. Сафиулин З. Т., Ткаченко А. Г. Перспективы применения препаратов селезенки при бронхолегочной патологии // Астма та алергия. – 2013. – № 1. – С. 38.

ДЖОУЛЬМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ КЛЕТОК БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ В МЕДИКО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

М.В. Кусакина, А.А. Сорокин

Научный руководитель: д.т.н., профессор С.И. Геращенко

*Медицинский институт Пензенского государственного
университета, г. Пенза*

Наиболее актуальной задачей современной медицины является диагностика на ранних стадиях заболевания и выбор оптимальной тактики лечения. Чтобы решить эту задачу требуется оценка состояния биологических тканей и жидкостей человека.

Методы изучения электрохимических и электрических свойств физиологических жидкостей человека, в частности крови, стали широко применяться в последние годы. Такие методы основаны на том, что происходящие в организме человека патологические процессы приводят к

изменению свойств клеток биологических жидкостей. Особую роль приобретает экспресс-диагностика.

Биологические жидкости сложно устроены: трудно рассмотреть их структуру, определить молекулярный состав и установить, как функционируют их отдельные элементы.

В последнее время в качестве решения поставленной задачи стали применять электрохимические методы анализа, которые основаны на измерении электрических параметров биологических объектов при пропускании через них электрического тока. Основные достоинства данных методов заключаются в простоте реализации, низкой стоимости аппаратуры, оперативности использования и безопасности для здоровья человека.

Весьма перспективными методами для исследования биологических жидкостей являются клеточный электрофорез и диэлектрофорез, принадлежащие к классу электрокинетических явлений. Суть этих методов состоит в фиксации и точных измерениях реакций живых клеток при воздействии на них электрических полей. При электрофорезе кулоновское воздействие однородного постоянного поля приводит к перемещению либо деформации жизнеспособных клеток, при диэлектрофорезе – поляризация клеток под действием неоднородного средне- и высокочастотного поля приводит к их перемещениям, агрегации, деформации и распаду. Указанные трансформации клеток анализируются компьютерными программами в ходе автоматической обработки видеозаписи, затем измеренные по ходу обработки величины перемещений, деформации и других характеристик после подстановки в известные уравнения электрофореза или диэлектрофореза позволяют рассчитать электрические, вязкоупругие и диэлектрические клеточные показатели [3].

Один из новых и наиболее перспективных методов – джоульметрический. Он основан на изучении свойств объектов путём

наблюдения за их откликом на внешнее электрическое воздействие. Для этого в исследуемый объект вводятся электроды, в результате образуется система «электрод – биообъект – электрод», которая становится неким датчиком, способным характеризовать свойства среды, заключаемой в образуемом межэлектродном пространстве. В качестве регистрируемых параметров наиболее часто при этом выступают значения пропускаемого через электроды тока и вызванного им падения напряжения на электродах во время электрического воздействия, т.е. снятии вольтамперных характеристик. Суть данного метода заключается в регистрации происходящих в организме человека патологических процессов, отражающихся на изменении электрохимических свойств клеток исследуемых биологических жидкостей [1].

Устройство включает в себя электрохимическую ячейку с активными электродами, посредством которых осуществляется воздействие на исследуемые биологические жидкости. Принцип действия электрохимической ячейки основан на прохождении тока через электролиты. Электрическое поле создается электролитом. При отсутствии внешнего электрического поля движение ионов носит хаотический порядок. В процессе воздействия поля, помимо хаотического движения, возникает упорядоченное перемещение ионов в направлении поля [2].

В основу джоульметрического метода положено соответствие между работой, совершаемой внешним источником электрической энергии в исследуемом объекте, и изменением состояния исследуемого объекта. Если в качестве внешнего воздействия использовать ток $I(t)$, а в качестве параметра, характеризующего состояние объекта, изменение межэлектродного напряжения $U(t)$ во времени, то значения работы $A(t)$ на временном интервале $t_1 - t_2$ можно определить на основании следующей зависимости:

$$A(t) = \int_{t_1}^{t_2} I(t)U(t)dt \quad (1)$$

где: – $A(t)$ – работа, произведённая клеткой;

– $I(t)$ – ток, действующий на клетки биологических жидкостей;

– $U(t)$ – изменение межэлектродного напряжения.



Рис.1. Общий вид исследовательского комплекса

Значение произведенной работы $A(t)$ находится на основании обработки зависимостей тока $I(t)$ и напряжения $U(t)$ во времени. Поэтому одновременно с оценкой джоульметрических характеристик в любой момент времени можно получать значение потребляемой объектом мощности $W(t) = I(t) \cdot U(t)$ и протекающих через ячейку зарядов $Q(t) = \int I(t)dt$. При этом наличие значений входного воздействия и отклика в виде набора выходных переменных позволяет определять передаточную функцию исследуемой системы и идентифицировать параметры элементов принятых эквивалентных схем замещения.

Проведение экспериментальных исследований, направленных на идентификацию клеток биологических жидкостей в электрическом поле, проходит с помощью диагностического исследовательского комплекса.

В процессе исследований было выявлено, что электрические свойства крови зависят не только от её способности проводить ток, но и от

температуры. С увеличением температуры возрастает подвижность ионов, и уменьшается вязкость внеклеточной жидкости.

В исследованиях установлено, что различные патологические процессы приводят к определенным изменениям ряда этих биофизических показателей в живых клетках (в частности, в эритроцитах): наблюдаются изменения траектории и скорости перемещения клеток.

Литература

1. Геращенко С.И. Джоульметрия и джоульметрические системы: теория и приложение: монография. - Пенза: Изд-во Пензенского Государственного Университета, 2000.
2. Геращенко С.И., Волчихин В.И., Никольский В.И., Деревянкин С.С., Лушутин А.М. Диагностический датчик. Описание изобретения к патенту Российской Федерации. А.с. RU2134537 С1. Бюл. # 23, 1999.
3. Рувинский О.Е., Баранова Е.И., Привалова Н.М. Электрохимические методы исследования. // М. – 2010. – 154 с.

ПРИМЕНЕНИЕ ПЛЕНОК С ВИТАМИНОМ Д₃ В ЛЕЧЕНИИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА

А.П. Могила, Л.С. Катханова, Э.В. Акулова, А.В. Лысов

Научные руководители: д.м.н., доцент Л.Ю. Островская,
д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

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

В последние годы в пародонтологии возрос интерес к вопросу о роли нарушения минерального обмена в патогенезе пародонтита [1, 2]. Главным

регулятором костного ремоделирования является витамин Д₃, влияющий как на резорбцию, так и на костеобразование [3]. Кроме того, витамин Д₃ участвует в регуляции воспалительных реакций и иммунного ответа организма [4]. Поэтому поиск новых комбинаций лекарственных средств, воздействующих на отдельные звенья патогенеза заболеваний пародонта по-прежнему актуален. Для лечения применяются как традиционные формы лекарственных средств, так и полимерные пленки [5]. Преимущество этих пленок заключается в том, что активное вещество впитывается только в поражённую область и не попадает в желудочно-кишечный тракт, что обычно бывает нежелательно. Полимеры, входящие в состав пленок, обеспечивают постепенность поступления лечебных веществ, достаточную длительность их воздействия. Кроме того, возможно их применение самими пациентами в домашних условиях по назначению врача. Нами разработана биodeградируемая полимерная пленка на основе поливинилового спирта и витамина Д₃ (AQUADETRIM VITAMINUM D₃) толщиной около 1 мм.

Цель работы: оценка эффективности применения пленок, содержащих витамин Д₃, в комплексном лечении пародонтита.

Материал и методы: нами были обследованы 20 больных пародонтитом легкой степени тяжести в возрасте 45 – 55 лет. При обследовании учитывали жалобы пациентов, пародонтологический статус, результаты лабораторных исследований. Всех пациентов обучали правилам индивидуальной гигиены полости рта с последующим контролем в процессе всего курса лечения, осуществляли профессиональную гигиену. Пациентам I группы фиксировали по 4 полоски пленки на десну. В 4 полосках содержалось 1 мкг альфакальцидола, что является допустимой терапевтической дозой, разрешенной к применению Фармакологическим комитетом РФ. Кроме того, аппликации проводились пациентами самостоятельно, в домашних условиях, ежедневно в течение 7-10 дней в

зависимости от выраженности клинического состояния. Пациентам II группы назначали препарат «Метрогил-Дента» в виде аппликаций на десну 2 раза в день. Процедуру проводили ежедневно в течение 7-10 дней в зависимости от тяжести клинического состояния.

Для статистической обработки результатов исследований использовали набор программ «Statistica v. 6.0». Результаты количественного анализа цитокинов представлены в виде медианы с квартильным размахом (25–75 процентиль), с использованием критериев достоверности Вилкоксона.

Результаты и обсуждение: после применения стоматологических пленок с витамином Д₃ все пациенты отметили прекращение болевых ощущений, уменьшение кровоточивости на 3-4-е сутки от начала лечения, что подтверждалось положительной динамикой клинических критериев оценки состояния пародонта, в том числе изменением показателей стоматологических индексов. Практически по всем определяемым тестам (индекс гигиены, индекс кровоточивости десны, РМА) на 2-й неделе лечения и через 3 месяца от начала лечения у больных группы I показатели были существенно ниже, чем у пациентов группы II. Анализ показателей цитокинового баланса показал, что в группе I через 2 недели после лечения наблюдалась нормализация содержания ИЛ-8, МСР-1, РАИЛ в десневой жидкости (Ме 76,2 пг/л, 19,7 пг/л, 296 пг/л, соответственно).

Клиническое состояние полости рта пациентов обеих групп существенно не различалось. Однако при анализе клинического течения заболевания были выявлены следующие особенности: у пациентов II группы жалобы на кровоточивость десен и признаки воспаления десны отмечались на более ранних сроках (уже через 3 месяца после курса лечения), что подтверждалось показателями индекса РМА. Анализ результатов содержания цитокинов в десневой жидкости пациентов II

группы, как в период лечения, так и во время контрольных осмотров показал, что добиться нормализации показателей не удалось.

Проведенное исследование показывает, что использование пленок с витамином Д₃ позволяет сократить сроки наступления стабилизации воспалительно-деструктивных процессов в тканях пародонта и увеличить период ремиссии.

Литература

1. Арутюнов С.Д., Верткин А.Л., Плескановская Н.В. и др. Характер поражения пародонта при системной потере минеральной плотности кости // Российский стоматологический журнал. 2009. №1. С.23-26.
2. Дмитриева Л.А., Мкртумян А.М., Атрушкевич В.Г. Минеральная плотность костной ткани и состояние минерального обмена у пациентов с хроническим генерализованным пародонтитом // Стоматология. 2009. №6. С.24-29.
3. Беневоленская Л.И. Руководство по остеопорозу. – М.: Бином, 2003. – 523с.
4. Liu K., Meng H., Lu R. et al. Initial periodontal therapy reduced systemic and local 25-hydroxy vitamin D3 and interleukin-1 beta in patients with aggressive periodontitis//J. Periodontol.2010. Vol. 81 (2). P. 260-266
5. Бачимова К.К., Плахтий Л.Я. Применение стоматологической пленки «Диплен-КЛ» при лечении хронического пародонтита // Журнал «Стоматологический форум» - М. - 2004. - С.77-80.

ИДЕНТИФИКАЦИЯ ЦИС- И ТРАНС-ИЗОМЕРОВ РАЗНОЛИГАНДНЫХ АМИНОКИСЛОТНЫХ ХЕЛАТОВ Cu(II) МЕТОДАМИ ИК-СПЕКТРОСКОПИИ И РФА

Г.Ю. Амантаева

Научный руководитель: к.х.н. Т.В. Берестова

Башкирский государственный университет, г. Уфа

Известно, что хелатные соединения Cu(II) с природными α -аминокислотами обладают широким спектром биологической активности [1], а также входят в состав таких ферментов, как аскорбиназа, супероксиддисмутаза и др. [2].

В последнее время наблюдается тенденция к увеличению применения аминокислотных бис-хелатов Cu(II) в области медицины для восполнения дефицита ионов меди и незаменимых аминокислот [3], а также в качестве подкормок для животных [4]. Разнолигандные аминокислотные комплексы Cu(II) могут служить интермедиатами направленного действия в организме и точно дозировать необходимые аминокислоты [5].

Синтезированы разнолигандные комплексы Cu(II) **1-7** на основе методики [6], представляющие собой *цис*- и *транс*-изомеры в различном соотношении. Выделены и идентифицированы методами ИК-спектроскопии (ИК-Фурье спектрометр FTIR-8400S, Shimadzu) (таблица 1, рис. 1) и РФА (дифрактометр ДРОН-4) геометрические изомеры *cis*- $[\text{Cu}(\text{gly})_2]$ (**1**), *trans*- $[\text{Cu}(\text{DL-val})(\text{gly})]$ (**2**), *trans*- $[\text{Cu}(\text{DL-thr})(\text{gly})]$ (**3**), *trans*- $[\text{Cu}(\text{DL-val})(\text{DL-thr})]$ (**4**), *trans*- $[\text{Cu}(\text{L-ala})(\text{D,L-val})]$ (**5**), *trans*- $[\text{Cu}(\text{L-ala})(\text{gly})]$ (**6**), *cis*- $[\text{Cu}(\text{L-ala})(\text{gly})]$ (**7**), (где gly-глицин, val-DL-валин, thr-DL-треонин).

Таблица 1

Полосы поглощения (см^{-1}) функциональных групп комплексов **1-7**
в ИК-спектрах

Хелатный комплекс	Выход, %	Полосы поглощения функциональных групп						
		$\nu(-\text{C}(\text{CO}))$		$\Delta\nu$ (COO^-)	$\nu(-\text{O}(\text{CO})^-)$		$\nu(-\text{CH}_2, \text{CH}_3)$	$\nu(-\text{NH}_2)(as, s)$
		<i>as</i>	<i>s</i>		<i>as</i>	<i>s</i>		
Глицин (gly)	-	1608	1412	196	1506	1334	2923	3125, 3180
(DL)-треонин	-	1626	1418	208	1475	1346	2949	3163
(DL)-валин	-	1595	1418	177	1504	1325	2961	3126
L-аланин	-	1593	1410	183	-	-	2854	3078
							2924	
<i>cis</i> -[Cu(gly) ₂](1)	35	1580	1396	201	-	-	2976	3165
		1593	1404				2885	3267
		1605						
<i>trans</i> -[Cu(DL-val)(gly)](2)	97	1616	1388	228	-	-	2962	3249
							2907	3301
<i>trans</i> -[Cu(DL-thr)(gly)](3)	75	1617	1386	231	-	-	2928	3267
							2860	3281
<i>trans</i> -[Cu(DL-val)(DL-thr)](4)	69	1614	1387	227	-	-	2976	3253
							2885	3309
<i>trans</i> -[Cu(L-ala)(D,L-val)](5)	46	1616	1390	226	-	-	2926	3138
							2965	3246
<i>trans</i> -[Cu(L-ala)(gly)](6)	99	1624	1394	230	-	-	2850	3161
							2918	3269
<i>cis</i> -[Cu(L-ala)(gly)](7)	99	1591	1389	202	-	-	2851	3152
		1585	1373				2919	3263 3395

Установлено, что наиболее информативные полосы поглощения аминокислотных хелатов в ИК-спектрах **1-7** находятся в области 3078-3395 см^{-1} и соответствуют валентным колебаниям $\nu_{as}(\text{NH}_2^-)$ и $\nu_s(\text{NH}_2^-)$, а также в области 1585-1626 см^{-1} для $\nu_{as}(\text{COO}^-)$ и 1373-1418 см^{-1} для $\nu_s(\text{COO}^-)$. Соотношение образующихся *цис*- и *транс*-изомеров **1-7** определяется

природой лиганда. Так, бис-глицинат Cu(II) **1**, выделенный в твердом виде, представлял собой исключительно *цис*-изомер. Использование разнородных лигандов приводило к образованию преимущественно *транс*-изомеров хелатов **2-6**.

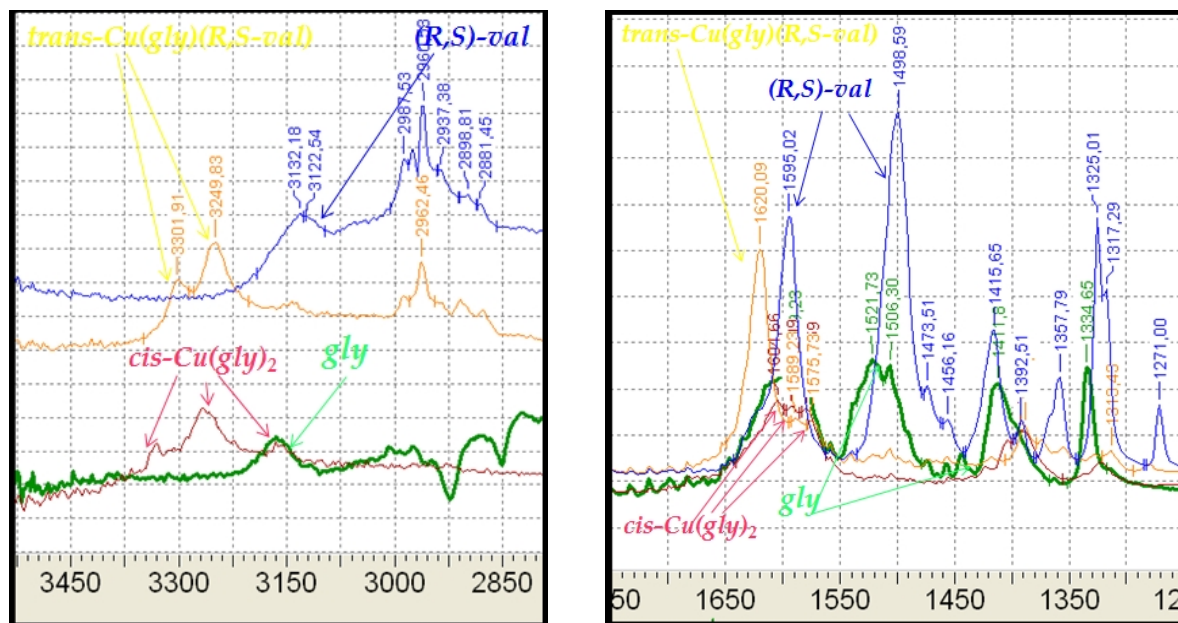


Рис. 1. Спектры пропускания глицина, (DL)-валина и комплексов **1**, **2** в ИК-области

Литература

1. Stanila A., Braicu C., Stanila S., Pop R. / Not Bot Horti Agrobo. - 2011. - №39(2). - P. 124.
2. <http://www.armic.am/modules.php?name=News&file>
3. <http://www.vitaminpharmacy.com/minerals-single/copper.html>
4. Стрельникова Л. // Химия и жизнь. 2013. №. 5. С. 16–20.
5. <http://biofile.ru/bio/16297.html>
6. Малинин В., Пушкарев А., Хромов А. Патент РФ 2430733.

УРОВЕНЬ ГЛЮКОЗЫ КРОВИ У КРЫС С ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫМ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ

Ю.А. Кульбаева, Т.М. Кучмеровська*

Национальный университет пищевых технологий, г. Киев, Украина

**Институт биохимии имени А.В. Палладина, г. Киев, Украина*

Сахарный диабет (СД) является одним из самых распространенных эндокринных заболеваний во всем мире, что составляет глобальную медико-социальную проблему XXI века. Актуальность исследования данной патологии определяется быстрыми темпами ростом числа больных и развитием сопутствующих осложнений, ранней инвалидности и т.д. Основным патогенетическим фактором проявления СД является гипергликемия, и как следствие существенные нарушения углеводного обмена, вследствие активации сорбитолового и гексозаминового метаболических путей, рост содержания конечных продуктов гликозилирования, метилглиоксаля, активация протеинкиназы С, которые являются причинами развития диабетических осложнений [1]. В этих условиях особенно чувствительна сетчатка глаза, нарушения в которой которых при СД может проявляться в виде микроангиопатий.

Исследования проведены на крысах-самцах популяции Wistar массой 160-200 г. Животных содержали в стандартных условиях виварію при свободном доступе к еде и воды. Исследования осуществляли в соответствии с национальными "Общими этическими принципами экспериментов на животных" (Украина, 2001) [2]. СД индуцировали введением стрептозотоцином в дозе 55 мг / кг массы тела, внутрибрюшинно. Уровень глюкозы крови определяли с помощью глюкометра Precision Extra Plus (Medi-Sense UK Ltd., Великобритания).

Полученные нами данные свидетельствуют о том, что через 8 недель развития сахарного диабета масса тела диабетических животных снизилась в 2,5 раза по сравнению с контрольными животными. Уровень глюкозы крови диабетических животных был в 5 раз выше показателей контроля.

Литература

1. M.M. Nentwich, M.W. Ulbig, Diabetische Retinopahtie, Der Diabetologe, Ausgabe 6, 2010, S. 491ff, Springer.
2. Резніков А.Г. Общие этические принципы экспериментов на животных // Эндокринологии. - 2003. - 8, № 1 - С. 142-145.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СОДЕРЖАНИЯ МОЛЕКУЛЯРНЫХ МАРКЕРОВ АНГИОГЕНЕЗА В СТЕКЛОВИДНОМ ТЕЛЕ ПАЦИЕНТОВ С ВИТРЕОРЕТИНАЛЬНОЙ ПАТОЛОГИЕЙ

О.В. Козорезова, В.В. Никитина, И.О. Колбенев

Научные руководители: д.м.н., профессор Т.Г. Каменских,

д.м.н., профессор Н.Б. Захарова

Саратовский государственный медицинский университет

имени В.И. Разумовского, г. Саратов

Среди причин, приводящих к инвалидности по зрению, витреоретинальная патология составляет по данным ряда авторов (1,3,5) от 8% до 15%, причем 84% страдающих – лица трудоспособного возраста. На первый взгляд разные варианты фиброваскулярной пролиферации, осложняющие течение таких патологических состояний, как травма, воспаление, сахарный диабет, отслойка сетчатки и ряд сосудистых заболеваний глаза, трудно свести к единому знаменателю. Однако

изучение и обобщение имеющихся в научной литературе данных позволяют сделать вывод, что различия проявляются только на этапе инициации процесса, тогда как развитие, формирование и осложнения, вызванные ростом пролиферативной ткани в полости глазного яблока, происходят по общему плану, поэтому изучение патогенеза ПВР является важной задачей современной офтальмологии.

Известно, что ПВР характеризуется клеточной пролиферацией на обеих поверхностях отслоенной сетчатки, на задней поверхности стекловидного тела (СТ) и внутри его основания, которая приводит к фиброзу и сокращению мембран. Образование разрыва и отслойки сетчатки в значительной степени стимулирует процесс ПВР. Через разрыв сетчатки в полость СТ начинают мигрировать клетки пигментного эпителия. Эти клетки способны к пролиферативному росту и выработке коллагена. Кроме того, эти клетки секретируют хемотаксические и митогенные факторы, которые способствуют пролиферации как самих клеток пигментного эпителия, так и миграции и пролиферации глиальных клеток, моноцитов и фибробластов. К митогенным факторам относится трансформирующий фактор роста (transforming growth factor - TGF). Установлено, что данный ростовой фактор обладает мощным хемотаксичным воздействием на моноциты, макрофаги, что способствует продуцированию этими клетками ИЛ, а также стимулирует выработку сосудистого эндотелиального фактора роста (Vascular Endothelial Growth Factor - VEGF) (4,6,3)

Сосудистый эндотелиальный фактор роста VEGF более специфичен для сосудистого эндотелия сетчатки и хориоидеи (перициты и эндотелиоциты, клетки пигментного эпителия и клетки Мюллера, ганглионарные и глиальные клетки). Гипоксия, ИЛ – 1, ИЛ – 6, TGF, EGF стимулируют продукцию VEGF. Основные биологические эффекты VEGF проявляются при его взаимодействии с двумя основными видами

рецепторов – VEGFR1 и VEGFR2, расположенных преимущественно на эндотелиоцитах и клетках Мюллера. Активация рецепторов VEGFR2 в процессах ангиогенеза играет ключевую роль, так как приводит к повышению сосудистой проницаемости. За счет взаимодействия с рецепторами VEGF индуцирует комплекс механизмов формирования сосудов, который включает в себя пролиферацию эндотелиоцитов, их миграцию и индукцию синтеза металлопротеиназ – ферментов, необходимых для инвазии новообразованных сосудов в окружающие ткани. Итогом является формирование фиброваскулярных пролиферативных мембран (2,5,3).

Целью работы является сравнительный анализ содержания медиаторов воспаления и ангиогенеза в стекловидном теле, сыворотке крови у пациентов с различной стадией пролиферативной диабетической ретинопатией (с преобладанием глиоза, с явлениями сосудистой васкуляризации, с фиброзом), с витреоретинальной патологией при миопической болезни, с травматической отслойкой сетчатки.

Материалы и методы. Под наблюдением находилось 133 больных (133 глаза) в возрасте от 23 до 65 лет, из них 77 (58%) женщины, 56 (42%) – мужчины, с различной витреоретинальной патологией. Длительность заболевания у больных составляла от 2 недель до 8 лет.

Из 133 клинических случаев пациентов с пролиферативной диабетической ретинопатией наблюдалось 32 (24%), с отслойкой сетчатки – 76 (57%), фиброзом СТ – 14 (11%), деструкцией СТ (по типу серебряного дождя) – 6 (4%), гемофтальмом – 5 (4%).

Всем пациентам выполнена операция - трехпортальная витрэктомия - по стандартной методике.

В ходе витрэктомии у пациентов проводился забор стекловидного тела для определения содержания молекулярных маркеров воспаления и ангиогенеза, таких как С-реактивный белок (СРБ), фактор некроза

опухолей альфа (ФНО- α), интерлейкин1 (ИЛ1), интерлейкин 12 (ИЛ12), сосудистый эндотелиальный фактор роста (ФРЭС), трансформирующий ростовой фактор бета (ТРФ- β), моноцитарный хемоаттрактантный белок (MCP-1). Исследование выше перечисленных маркеров проводилось с использованием метода иммуноферментного анализа (ИФА) и реактивов фирм Вектор Бест (Новосибирск) и Bender Medsystems (Австрия).

Всем пациентам до и после лечения проводили клинические исследования, в том числе - компьютерную статическую периметрию, ЭФИ, доплерографию.

Критериями оценки эффективности терапии служили: острота зрения (Vis), суммарные по 8 меридианам границы полей зрения, показатели ритмической ЭРГ, амплитуда ЗВП, показатели скорости кровотока в позвоночных (ПА), задних коротких цилиарных артериях (ЗКЦА) и центральной артерии сетчатки (ЦАС).

Практически все пациенты в веществе удаляемого стекловидного тела имели высокие концентрации основных медиаторов воспаления и ангиогенеза. Содержание С-реактивного белка в стекловидном теле превышало уровень нормы (для сыворотки крови) в 2-5 раз, особенно у пациентов на фоне диабетической ретинопатии.

Также в веществе удаляемого стекловидного тела имело место увеличение содержания таких ангиогенных провоспалительных цитокинов, как ИЛ-12 и ФНО α и такого хемоаттрактантного белка как MCP-1. Особенно высокие концентрации данного белка выявлены в стекловидном теле у пациентов с пролиферативной диабетической ретинопатией (939,3-3346 пг/мл), с регматогенной отслойкой сетчатки (935,6-3129 пг/мл). Значимых изменений MCP-1 (625-912,8 пг/мл) у пациентов с травматической отслойкой сетчатки, деструкцией стекловидного тела (группа сравнения) не выявлено.

Очевидным следствием воспалительных процессов становилось повышение содержания ФРЭС в стекловидном теле у пациентов с пролиферативной диабетической ретинопатией. При этом значимых изменений содержания ФРЭС у пациентов с регматогенной отслойкой сетчатки, с травматической отслойкой сетчатки и деструкцией стекловидного тела не наблюдалось.

Установленное высокое содержание ФРЭС, основных провоспалительных цитокинов в стекловидном теле у пациентов с пролиферативной диабетической ретинопатией еще раз подтверждает, что прежде всего при сахарном диабете одной из наиболее повреждаемых тканевых структур становится стекловидное тело. В связи с тем, что VEGF играет роль одного из ведущих факторов в развитии патологической неоваскуляризации, целесообразно предположить, что возможность ингибировать его действие - это возможность предотвратить развитие патологического ангиогенеза и связанной с ним офтальмопатологии (витреальной пролиферации, геморрагических проявлений, тракционной отслойки сетчатки).

Литература

1. Захаров В.Д., Шарипова Д.Н., Шацких А.В. Возможности лечения пролиферативной витреоретинопатии в свете современных аспектов ее этиологии и патогенеза// Офтальмохирургия-2006.-№6.- С.59-64.
2. Кривошеина О.И., Запускалов И.В., Хороших Ю.И. Мононуклеары и цитокины как индукторы пролиферативной витреоретинопатии//Современные технологии лечения витреоретинальной патологии — 2008: Сб. науч. ст.— М., 2008.— С. 101-104.
3. Сдобникова С.В., Столяренко Г.Е., Федоров А.А., Марченко Н.Р. О роли заднегиалоидной мембраны в патогенезе и хирургии

пролиферативной диабетической ретинопатии //Вестник офтальмологии.- 1996.- № 4.- с.5-7.

4. Хорошилова-Маслова И.П. Концепция цитопатогенеза пролиферативной витреоретинопатии / Современные технологии лечения витреоретинопатии-2006: Сб. науч. статей.– М.,2006.– С.190-193

5. Canataroglu H, Varinli I, Ozcan AA, et al. Interleukin (IL)-6, interleukin (IL)-8 levels and cellular composition of the vitreous humor in proliferative diabetic retinopathy, proliferative vitreoretinopathy, and traumatic proliferative vitreoretinopathy. Ocul Immunol Inflamm. 2005; 13:375-381.

6. Marneros A.G., Fan .J, Yokoyama Y. et al. Vascular endothelial growth factor expression in retinal pigment epithelium is essential for choriocapillaris development and vision function // Am. J. Pathol.– 2005.– No. 167.– P. 1451-1459.

СЕВАСТОПОЛЬСКИЙ ДЕЛЬФИНАРИЙ В АРТ-БУХТЕ: СОТРУДНИЧЕСТВО С ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ ОБЩЕСТВЕННОСТЬЮ

Н.С. Янковская

Научный руководитель: д.п.н., доцент О.Н. Головкин

*Севастопольский национальный технический
университет, г. Севастополь*

В Севастополе функционируют два дельфинария: в Казачьей бухте, специализирующийся на дельфинотерапии, и многофункциональный дельфинарий в центральной Артиллерийской бухте. Севастопольский дельфинарий в Арт-бухте много лет сотрудничает с экологическими организациями, равно как и со студенческой молодежью города. 31

октября студенты севастопольских вузов ежегодно принимают участие в праздничной акции, посвященной Международному Дню Черного моря, и пресс-конференции, которая стала традицией в Севастопольском дельфинарии. Цель данных мероприятий – привлечь внимание к проблемам Черного моря, сформировать у общественности сознательное бережное отношение к природе.

На последней пресс-конференции присутствовало много студенческой молодежи из разных вузов города: Севастопольского национального технического университета, Севастопольского филиала Российского экономического университета им. Г.В. Плеханова, Университета экономики и управления, Первого Украинского морского института. Студенты восторженно принимали выступления морских артистов: дельфинов и морских котиков. Затем состоялась пресс-конференция, на которой выступили экологи общественных организаций: Николай Подоляка, Маргарита Литвиненко и др.

Докладчики обращали внимание на самые актуальные проблемы акватории. «О тревожных тенденциях состояния моря свидетельствуют процессы на берегу. Так, во время последнего шторма на пляже «Учкуевка» море вымыло значительную часть песка: обнажились опоры старого пирса, которые раньше были не видны». Николай Подоляка считает, что это прямое следствие подводной добычи песка в 100-200 метрах от берега, которую вело и здесь печально известное по добыче песка на мысе Фиолент ООО «Суэста». За последние 10 лет исчезло около 200 метров пляжа. Для отдыха остается узенькая полоса в полтора метра! Ежегодно Крым теряет до трех метров береговой черты на всем своем побережье от Севастополя до Евпатории. Бывшие золотые пески превращаются в ржавую глину. Рекреационная привлекательность этих мест неизбежно падает, и данный ресурс возрождению не подлежит.

Кроме того, в воронках, образующихся после добычи песка, скапливается сероводород, который убивает флору и фауну Черного моря. Опасность несет не только добыча песка, но и дноуглубление, и строительство искусственных бун, считает председатель городского Совета общественных экологических организаций Маргарита Литвиненко. «Огромную опасность несет строительство на побережье. Уничтожаются прибрежные и бентосные экосистемы. Происходит заиливание. А те экосистемы, которые складываются на иловых отложениях, гораздо беднее тех, что были на песке и камнях».

Студенты-экологи задавали вопросы о дальнейших действиях общественных организаций. Порадовал тот факт, что на данный момент силами общественности добыча морского песка приостановлена и можно надеяться – больше не повторится. В свою очередь студенты подготовили плакаты и стихотворения в защиту Черного моря, которые представили на праздничной пресс-конференции. Обсуждались различные формы сотрудничества студенческой молодежи и экологической общественности Севастополя.

От профессорско-преподавательского состава Севастопольского национального технического университета выступила доктор педагогических наук О.Н. Головкич. Она отметила, что для студентов специальности «Экология и охрана окружающей среды» Севастопольский дельфинарий в Арт-бухте является еще и педагогической учебной площадкой. Им, как будущим школьным учителям, предстоит организовывать воспитательную работу экологической направленности. Поэтому для студентов так важно участвовать в мероприятиях, которые потом они сами должны будут организовывать с учащимися в качестве педагогов.

В заключение праздничной акции студентам было позволено пообщаться с морскими животными поближе и сфотографироваться с

ними. Много положительных эмоций вызвало «пополнение» дельфинария – парочка жизнерадостных белух из Охотского моря. Все это вызвало у студентов прилив позитива, чувство дружбы с природой и радость от живого общения с животными. Такие экологические акции служат для студентов хорошим примером активной гражданской позиции в их будущей профессии. Реальная экологическая ситуация в Севастопольском районе характеризуется угрозой утраты ландшафтного и биологического разнообразия. Поэтому в любой профессиональной сфере важно быть экологом-просвещенцем: экологично организовывать собственную деятельность и уметь формировать общественное экологическое мнение.

С каждым годом все больше студентов демонстрируют приверженность экологическим ценностям. Вместе с тем, им недостает натуралистической эрудиции и личного участия в преодолении экологического кризиса. На наш взгляд, данные проблемы тесно связаны между собой. Недостаток натуралистической эрудиции не позволяет оптимально действовать на местном уровне. В свою очередь, недостаточная экологическая активность сдерживает развитие натуралистического кругозора. Оба данных пробела следует устранять одновременно, взаимодополняя натуралистическую деятельность и общественную экологическую активность. Севастопольский дельфинарий в Арт-бухте занимает важнейшее место в организации воспитательной работы экологической направленности со студентами города, так как позволяет и развивать их натуралистическую эрудицию, и приобщать к общественной экологической активности. Главным координатором по взаимодействию Севастопольского дельфинария в Арт-бухте с экологическими организациями и студенческой молодежью города является пресс-секретарь дельфинария Р.О. Козунова, благодаря которой налажена такая важная работа по формированию «новой породы» граждан с экологичным типом сознания и поведения.



Рис.1-6. Фрагменты праздничной акции, посвященной Дню Черного моря

УРОВЕНЬ ТБК-АКТИВНЫХ ПРОДУКТОВ В СЕРДЦЕ КРЫС ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ САХАРНОМ ДИАБЕТЕ

Ю.И. Петровци

Национальный университет пищевых технологий, Киев, Украина

Сахарный диабет (СД) – это нарушение обмена веществ, которое происходит вследствие недостаточности инсулина, который синтезируется поджелудочной железой (СД 1 типа) или из-за нечувствительности клеток организма к действию инсулина (СД 2 типа). СД болеет более 366 млн человек, а к 2030 году, по прогнозу Международной диабетической ассоциации, их число может увеличиться до 552 млн. Болезнь характеризуется такими осложнениями как: диабетическая стопа,

микроангиопатии (ретино-, нефтопатии) и макроангиопатии (ишемическая болезнь сердца и сердечная недостаточность, инсульт, периферические ангиопатии) [1,4,5]. Одним из самых распространенных осложнений является – кардиомиопатия, которая наблюдается у больных у результате повреждений сердечной мышцы независимо от наличия ишемической болезни сердца. При этом наблюдаются метаболические и энергетические нарушения в кардиомиоцитах и как следствие нарушаются процессы обезвреживания свободных радикалов [2,3,5].

Задачей данного исследования было выяснить уровень ТБК-активных продуктов в сердце крыс. Исследования проведены на крысах-самцах популяции Wistar. Животных содержали в стандартных условиях вивария при свободном доступе к еде и воде. Уровень глюкозы крови определяли с помощью глюкометра Precision Extra Plus. Содержание ТБК-активных продуктов определяли спектрофотометрически по их реакции с тиобарбитуровой кислотой, при этом образовывался комплекс красного цвета с максимумом поглощения при 532 нм. Статистическую обработку результатов проводили по критерию Стьюдента.

Показано, что через восемь недель развития диабета уровень глюкозы в крови крыс повысился в 5 раз по сравнению с показателями контрольных животных, а содержание ТБК-активных продуктов в сыворотке крови увеличивался почти в 2 раза по сравнению с контролем, тогда как в сердце более чем в 2 раза.

Литература

1. Sarah Wild, Gojka Roglic, Anders Green, Estimates for the year 2000 and projections for 2030 // Diabet care. – 2004. – №5. – P. 1047–1053.
2. Dokken B.B. The Pathophysiology of Cardiovascular Disease and Diabetes: Beyond Blood Pressure and Lipids // Diabetes Spectrum. – 2008. – 21, № 3. – P. 160–165.

3. Фазлєєва В. Цукровий діабет – глобальна проблема ХХІ століття // Ліки України. – 2009. - №10. – С. 150-151.

4. Зелінська Н.Б., Хорошая О.О., Старинець Н.А. Частота діабетичної ретинопатії у хворих на цукровий діабет дітей і підлітків за даними скринінгу в регіонах України // Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія. – 2005. – №4(13). – С. 23-28.

5. Дедов И.И., Александров А.А. Діабетичне серце // Сердце. – 2004. – № 1. – С. 5–8.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ МЕДИЦИНСКИХ ИМПЛАНТАТОВ

В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, О.А. Дударева

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

Для повышения биосовместимости имплантационных конструкций на их поверхности с помощью технологии электроплазменного напыления наносят специальное пористое покрытие, которое может выполнять одновременно функцию емкости и транспортного средства для жидких лекарственных веществ [1].

Основным структурным образованием плазменного покрытия является каркас из напыленных частиц порошка, который представляет собой сложную гидравлическую систему, в которой макропоры являются емкостью для хранения лекарственного вещества, а наноканалы обеспечивают его транспортировку за счет капиллярных явлений [2].

Установлено [1, 2], что одна из важнейших технологических задач связанная с получением покрытий с указанными свойствами состоит в том, чтобы проводить объективный контроль прочности и пористости во время технологического процесса и вводить в него соответствующие корректировки.

Для получения покрытий с прогнозируемыми свойствами, необходимо обеспечить обратную связь между качественными параметрами покрытия (показатели качества) и параметрами технологического процесса, которые являются управлением факторами. Современные компьютерные средства позволяют объединить технологическое оборудование для плазменного напыления покрытий и лабораторные приборы для контроля пористости и прочности покрытий в единую технологическую структуру автоматизированной системы плазменного напыления с обратной связью по параметрам прочности и пористости покрытий (рис.1).

Алгоритмическое обеспечение технологической системы позволяет проводить контроль прочности и пористости покрытий на специальных приборах и одновременно определять эти параметры путем проведения вычислительного эксперимента на основе использования статистических методов анализа экспериментальных данных [1].

Для контроля размеров нанопор в компьютерной системе технологического комплекса используется алгоритм, основанный на процессах газовой адсорбции и капиллярной конденсации.

В качестве базового используется уравнение скорости конденсации молекул газа азота в адсорбированном слое и скорость испарения из слоя (метод БЭТ), расчет размеров нанопор производится с помощью уравнения Кельвина для пор цилиндрического вида.



1

Keywords: *workplace spirituality, spirituality, spirituality in the workplace, spirituality in the workplace, spirituality in the workplace*

1111-157261-100

Литература

1. Теоретические основы разработки плазменных технологий и оборудования: монография / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Дударева, И.П. Гришина, О.А. Маркелова. Днепропетровск: ФОП Середняк Т.К, 2014. - 880 с.
2. Лясникова А.В., Таран В.М., Маркелова О.А., Дударева О.А., Гришина И.П. Математическое моделирование напряжений в плазмонапыленных покрытиях медицинского назначения / А.В. Лясникова, В.М. Таран, О.А. Маркелова, О.А. Дударева, И.П. Гришина // Медицинская техника. - 2013. - №3 (279). - С. 28-30.
3. Кудинов В.В., Пекшев П.Ю., Белещенко В.Е. и др. Нанесение покрытий плазмой. – М.: Наука, 1990. – 408 с.3.

ВОЗДЕЙСТВИЕ ЦВЕТА НА ПСИХИКУ ЧЕЛОВЕКА В КОНТЕКСТЕ РЕКЛАМНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

И.Э. Третьяк

Научный руководитель: д.п.н., доцент О.Н. Головкин

*Севастопольский национальный технический
университет, г. Севастополь*

Цвет существенно влияет на психоинтеллектуальное состояние человека. Исследования в области психологии и медицины показали, что цвет, влияя субъективно на настроение, восприимчивость и характер человека, вызывает у разных людей аналогичные или близкие эмоциональные реакции. Это позволяет говорить о факторе психологического воздействия цвета. Человек, обладая совершенной системой цветовосприятия, разрабатывает способы использования цвета

для личных и профессиональных нужд. Поэтому поиск вокруг такой классической темы, как «цвет» и такой авангардной темы, как «реклама» получает новый импульс.

Большое внимание влиянию цвета на восприятие человека уделял швейцарский психолог Макс Люшер, разработавший специальный цветовой тест. Он установил, что уравновешенная в цветовом отношении среда привлекает, создает творческую атмосферу, успокаивает и способствует общению. По мнению Люшера, цвета обращаются к чувствам, а не к логике. Специальные исследования показывают, что 80% цвета «поглощаются» нервной системой и только 20% – зрением. С середины XX в. массовый психоанализ в рекламе стал основой деятельности торговых компаний. В попытке найти эффективные средства для сбыта товара стала использоваться «правильная» цветовая гамма. Оказалось, что между цветовым решением рекламы и естественным восприятием человека существует зависимость на ассоциативном, культурном и физиологическом уровнях.

Отношение к цвету в каждой стране свое, и такую национально-культурную специфику необходимо учитывать при разработке рекламы. Эмоциональное воздействие определенных форм и цветовых сочетаний было замечено и освоено еще в древности. Цвет и форма использовались и продолжают использоваться в психотерапевтических целях. В целом, чем ближе к Востоку, тем большее значение придается символике цвета. Например, в Китае красный означает доброту и отвагу, черный – честность, а белый, в отличие от европейского символа чистоты и святости, ассоциируется с подлостью и лживостью. Поэтому, занимаясь рекламной кампанией в Китае, нужно правильно выбирать цветовую гамму. В Америке красный ассоциируется с любовью, желтый – с процветанием, зеленый – с надеждой, голубой – с верностью, белый олицетворяет чистоту, спокойствие, мир, а черный – сложность и

чрезвычайную ситуацию. В Австрии наиболее популярен зеленый, в Болгарии – темно-зеленый и коричневый, в Пакистане – изумрудно-зеленый, а в Голландии – оранжевый и голубой. В Японии символика цвета несколько сложнее из-за того, что многое зависит и от формы цветового изображения. Принято считать, что вертикальные или горизонтальные прямые линии ассоциируются со спокойствием, ясностью и даже солидностью, а изогнутые – с изяществом и непринужденностью. Однако это справедливо только при определенных условиях. Например, чем чаще вертикальные и горизонтальные линии и чем контрастнее цвета, выбранные для их изображения, тем более неприятные ощущения они производят. Незамысловатые и симметричные формы «прочитываются» гораздо быстрее других. Наиболее сложно воспринимаются фантастические, изощренные формы, лишенные явных ассоциаций. Они привлекают внимание, но способны вызвать непредсказуемое отношение.

В отечественной традиции сложилась своя семантика цвета, которая активно используется в целях рекламы. *Красный* настраивает на решительность, способен вызвать сильное желание совершить поступок: купить, к примеру, рекламируемый товар. Данный цвет, как никакой другой, способен быстро привлечь внимание. Семантика красного – «внимание, не проходите мимо, действуйте дерзко и необдуманно». Красный обладает и сексуальным зарядом. Это учитывают те, кто рекламирует мужскую продукцию, ведь для мужчин красный всегда был знаковым. Однако не стоит его переоценивать. Так, небольшая красная деталь объявления или каталога будет уместна и сразу привлечет внимание, в то время как чрезмерное его использование может вызвать агрессивность и раздражение. *Розовый* – прекрасный помощник в сфере личных отношений: он усиливает чувства, делает нас более внимательными и чуткими. Диапазон его использования может быть

самым широким: от рекламы парфюмерной продукции, товаров для женщин и детей до услуг брачных агентств и семейных центров.

Оранжевый вызывает прилив жизненных сил, создает оптимистичный тонус. Древние считали его цветом здоровья и творчества. Данный цвет лучше использовать в рекламе медикаментов, детских товаров, услуг в области здравоохранения и образования. Оранжевый прибавляет активности, но при этом дает ощущение внутреннего равновесия и душевной гармонии. *Желтый* настраивает на коммуникабельность. Это цвет открытости и общения. Он уравнивает разгулявшиеся эмоции, умиротворяет душевное волнение. Кроме того, желтый способен «наделить» предмет интеллектом, он удачен в рекламе детских товаров и услуг турфирм.

Зеленый все смягчает, снимает остроту переживаний, оказывает целительное расслабляющее действие. Он эффективен в рекламе медикаментов, водоочистки, стоматологии и аптек, ветеринарных лечебниц и центров здоровья, охраны окружающей среды. *Голубой* настраивает на область чувств, но более возвышенных, платонических. Это цвет дружеской привязанности, мира и всеобщей гармонии. Он дает возможность почувствовать связь со Вселенной и способен придать вопросу глобальность и благоприятный исход. *Синий* помогает сконцентрироваться и не разбрасываться по мелочам. Синяя деталь в каталоге сразу привлечет внимание, но в отличие от красной, никогда не вызовет отрицательных эмоций. *Фиолетовый* сосредотачивает, способствует внутреннему углублению, помогает абстрагироваться от ненужного в данный момент и сконцентрироваться на главном. Фиолетовый стимулирует работу мозга и способствует решению творческих задач. Не случайно он так любим творческими людьми. Поэтому, при рекламе креативного товара или услуги для творческой элиты фиолетовая деталь будет просто необходима.

Черный самопогружает, помогает замкнуться и сконцентрироваться. Способен настроить на меланхолию и уныние, ощущение одиночества и изоляции. Поэтому в печатной рекламе черный лучше не использовать. Эта рекомендация не распространяется на шрифт и таблицы. Как раз в отношении их, за редким исключением, лучше не экспериментировать. *Белый* – цвет открытости, готовности воспринимать мир во всем многообразии. Не несет неприятных ощущений. Но моноиспользование его в печатной рекламе способно создать нейтральный эффект, когда потребителю сообщается информация о товаре, без каких-либо акцентов.

Восприятие цвета и отношение к нему зависят, главным образом, от эмоционального состояния человека (см. табл. 1).

Таблица 1

Влияние цвета на восприятие рекламного сообщения

Цвет	Символ зрительно-чувственного восприятия				
	Расстояние	Размер	Температура	Душевное настроение	Гигиеническое воздействие
Зеленый	далекий	уменьшает	нейтральный, очень холодный	очень спокойный	свежий
Красный	близкий	увеличивает	теплый	раздражающий, тревожный	-
Оранжевый	очень близкий	увеличивает	очень теплый	увлекательный, возбуждающий	-
Желтый	близкий	-	очень теплый	увлекательный, возбуждающий	-
Коричневый	очень близкий	-	нейтральный	-	грязный
Фиолетовый	очень близкий	-	холодный	агрессивно тревожный, обескураживающий	-

Литература

1. Базыма Б.А. Цвет и психика. Монография / Б.А. Базыма. – Харьков: Речь, 2001. – 172 с.

2. Яньшин П.В. Эмоциональный цвет / П.В. Яньшин. – Самара: СамГПУ, 1995. – 13 с.
3. Зазыкин П.И. Психология в рекламе / П.И. Зазыкин. – М.: Рипол, 1993. – С. 20-24.
4. Мокшанцев Р.И. Психология рекламы. – М.: Бином, 2003. – 172 с.
5. Шуванов В.И. Психология рекламы. Р-н-Д.: Феникс, 2005. – 203 с.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОНЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ В КОСМЕТОЛОГИИ

А.В. Боровикова

Научный руководитель: к.м.н., доцент О.И. Дралина

Саратовский филиал «Медицинский институт «РЕАВИЗ», г. Саратов

Кожа – сложнейшая чувствительная система. Она берет свое начало при развитии зародыша из той же его части (эктодерма), что и нервная система. Это одна из причин, из-за которых кожный покров человека образно называют «вторым мозгом».

Чувствительной кожа является потому, что на концах нервов, расположенных в ней, имеются специальные чувствительные образования, называемые рецепторами или чувствительными точками (датчиками). На одном квадратном сантиметре поверхности кожи в среднем расположено по 2 тепловых чувствительных точки, 12 холодовых, 25 тактильных (воспринимающих прикосновение) и 150 болевых. На всей поверхности кожи болевых точек более 3 миллионов.

Все эти чувствительные точки проводящими путями нервной системы связаны с центральной нервной системой, а через нее – с соответствующими внутренними органами, и наоборот, внутренние органы этими же путями связаны с определенными участками кожи, то есть на коже имеют свое представительство.

Информация от кожных рецепторов в виде электрических импульсов по проводящим путям нервной системы поступает в центральную нервную систему, и соответствующая команда по проводящим путям поступает к определенному органу для исполнения. Путем обратной биологической связи сигнал от этого органа возвращается в центральную нервную систему и в соответствующий участок кожи по проводящим путям нервной системы.

На лице, как и на теле человека, существуют биологически активные точки, при воздействии на которые снимается боль, неблагоприятные симптомы, улучшается психоэмоциональное состояние. Воздействовать на эти точки можно различными способами: акупунктура, электроакупунктура и др. Широкое распространение получили современные методы физиотерапии с использованием микротоков, в том числе динамическая электронейростимуляция (ДЭНС).

Метод ДЭНС заключается в том, что на кожу лица воздействуют электрическими токами малой силы (микротоки). Электростимуляцию биологически активных точек на лице микротоками проводили с использованием маски-электрода аппарата ДиаДЭНС-Космо.

Аппарат имеет две программы воздействия – «Питание» и «Лимфодренаж». Программа «Питание» улучшает кровоток, активизирует обменные процессы в коже, стимулирует выработку клетками коллагена и эластина, помогает коже дышать и дольше сохранять эластичность, за счет чего кожа приобретает свежий и здоровый вид. Программа «Питание» может использоваться как для быстрого получения косметического

эффекта, так и для постоянного ухода за кожей с профилактической целью. Программа «Лимфодренаж» оказывает лимфодренирующий эффект, усиливает микроциркуляцию, препятствует застою крови, укрепляет ткани и мышцы, придавая коже эластичность и упругость. Применяется с целью лифтинга, снятия отечности и пастозности кожи лица. Наибольшая эффективность применения ДиаДЭНС-Космо достигается при совместном использовании аппарата со сменными тканевыми масками.

В качестве контактной среды для маски-электрода используют питательные тканевые маски: увлажняющая и очищающая маска смягчает поверхностный слой кожи, обладает антибактериальными свойствами, препятствует появлению воспаления; питательная – способствует увлажнению и питанию кожи, сохраняет ее эластичность; питательная (антивозрастная) маска питает и омолаживает кожу, обладает депигментирующим действием. Ферменты, входящие в ее состав, мягко удаляют омертвевшие чешуйки с поверхности кожи, выравнивая ее.

В основе ДЭНС лежит стимуляция всех акупунктурных точек на лице. Это приводит не только к оздоровлению кожи, но и регуляции функции всех внутренних органов. Причем использование таких токов абсолютно безопасно и исключает побочные реакции организма.

Проведены исследования применения аппарата ДиаДЭНС-Космо у 8 женщин в возрасте от 36 до 67 лет.

Электростимуляция проводилась на область лица с помощью маски-электрода. Применялись программы «Питание» и «Лимфодренаж» с последовательным наложением питательных тканевых масок. Интенсивность воздействия микротока зависела от субъективных ощущений пациенток, от минимальных – отсутствие каких-либо ощущений, до появления легкого покалывания в области маски. Продолжительность электростимуляции на сеансе составляла 15 минут, общая длительность курса – 12 дней ежемесячно на протяжении 3-х

месяцев. Использовалась следующая схема нанесения масок: 1)увлажняющая, 2) питательная, 3) питательная (антивозрастная) и т.д.

В результате проведенных процедур электростимуляции с применением аппарата ДиаДЭНС-Космо у всех пациентов наблюдались уменьшение отечности и пастозности лица, а также верхних и нижних конечностей, глубины морщин, нормализация цвета кожи, восстановление тонуса сосудов и мышц, повышение эластичности и упругости кожи, улучшение процессов микроциркуляции. Отмечались улучшения общего самочувствия, настроения, стабилизация артериального давления и повышение работоспособности.

Вывод: при динамической электростимуляции лица с помощью аппарата ДиаДЭНС-Космо происходит не только оздоровление и сохранение состояния кожи, но и положительное влияние на все органы и системы организма, что приводит к лечению и профилактики различных заболеваний.

ПОИСК ОПТИМАЛЬНОЙ ОБЛАСТИ ИЗМЕНЕНИЯ НАСТРОЕЧНЫХ ПАРАМЕТРОВ КАРДИОГРАФА ECG – 9801

В.А. Хирнова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.Д. Гаврилов

*Балашовский институт (филиал) Саратовского государственного
университета имени Н.Г. Чернышевского, г. Балашов*

В плане эксплуатации кардиографа как электронного прибора возникает вопрос о поиске оптимальных сочетаний его настроечных параметров. Среди перечня всех настроечных параметров выделяются

основные – чувствительность прибора и скорость подачи ленты как наиболее влияющие на погрешность представления информации.

В качестве измеряемого параметра была выбрана погрешность QRS-комплекса, а поиск функций, описывающих ее поведение в зависимости от настроечных параметров, осуществлялся в виде трех известных моделей

$$Y = a_0 + a_1 \cdot X + a_2 \cdot X^2 \text{ – квадратичная,}$$

$$Y = a_0 + a_1 \cdot X \text{ – линейная,}$$

$$Y = a_0 \cdot e^{a_1 X} \text{ – экспоненциальная.}$$

В этих моделях a_0, a_1, a_2 – искомые постоянные коэффициенты,

Y – исследуемая величина (размах QRS-комплекса), а X – влияющий параметр (в нашем случае γ – чувствительность прибора и V – скорость подачи ленты).

Для реализации этого замысла использовался метод наименьших квадратов как один из самых наглядных статистических методов обработки экспериментальных данных.

Построенные модели имели вид

Для чувствительности прибора:

$$Y = 1,678 + 0,003 \cdot X + 0,014 \cdot X^2 \text{ – квадратичная модель;}$$

$$Y = -0,213 + 0,347 \cdot X \text{ – линейная модель;}$$

$$Y = 1,281 \cdot e^{0,087 \cdot X} \text{ – экспоненциальная модель.}$$

Для скорости подачи ленты:

$$Y = 3,604 + 0,057 \cdot X + 0,003 \cdot X^2 \text{ – квадратичная модель;}$$

$$Y = 1,984 + 0,112 \cdot X \text{ – линейная модель;}$$

$$Y = 2,636 \cdot e^{0,022 \cdot X} \text{ – экспоненциальная модель.}$$

Следующим этапом исследований была проверка сходимости результатов по критерию Пирсона χ^2 . В результате этого установлено, что

наилучшим образом поведение исследуемой величины описывают экспоненциальные модели:

$Y = 1,281 \cdot e^{0,087 \cdot X}$ – модель, учитывающая влияние чувствительности γ ;

$Y = 2,636 \cdot e^{0,022 \cdot X}$ – модель, учитывающая влияние скорости V записи.

Для поиска оптимальных пределов изменения этих настроечных параметров использовались известные методы математического анализа, и в частности – исследование функции на экстремум, позволяющее с определенной долей точности вычислить оптимальные пределы изменения функции.

В основу расчета был положен метод вычисления кривизны кривой функции, продолжением которого является нахождение тех границ, в рамках которых исследуемая функция имеет максимальную кривизну. Границы, отделяющие этот участок от приближенной линейности, являются пределами активного роста функции и представляют собой определенный оптимум ее изменения.

Кривизна кривой вычислялась по известной формуле.

$$K = \frac{|Y''|}{[1 + (Y')^2]^{1,5}}$$

где Y' – первая производная от исследуемой функции;

Y'' – вторая производная от исследуемой функции.

Вторично методом наименьших квадратов строились четыре функции изменения кривизны кривой.

Анализ вычислений позволяет установить, что точки пересечения экспоненциальной функции принадлежат значениям чувствительности

$X_{MIN} = 8 \text{ мм/мВ}$ и $X_{MAX} = 26 \text{ мм/мВ}$, степенной функции –

$X_{MIN} = 5 \text{ мм/мВ}$ и $X_{MAX} = 23 \text{ мм/мВ}$, квадратичной модели –

$X_{MIN} = 8 \text{ мм/мВ}$ и $X_{MAX} = 24 \text{ мм/мВ}$ и линейной – $X_{MIN} = 7 \text{ мм/мВ}$ и $X_{MAX} = 25 \text{ мм/мВ}$.

Как видно, эти значения достаточно близки друг к другу, поэтому нетрудно установить границы оптимальной области изменения первого настроечного параметра кардиографа – чувствительности $\gamma_{MIN} = 7\text{мм/мВ}$ и $\gamma_{MAX} = 25\text{мм/мВ}$.

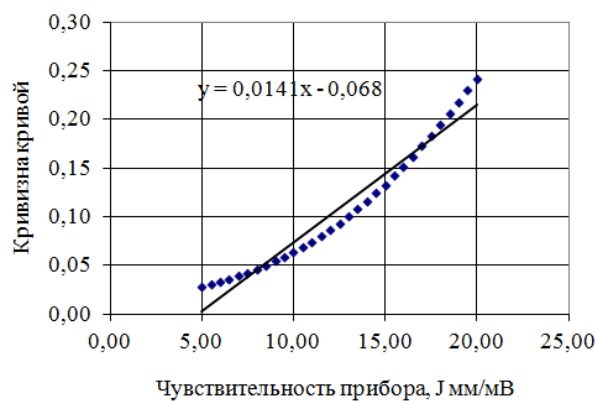
Аналогичным образом проводился поиск оптимальной области для второго настроечного параметра – скорости записи.

В результате анализа были установлены точки пересечения.

Для экспоненциальной функции они соответствуют значениям скорости записи $X_{MIN} = 5\text{мм/с}$ и $X_{MAX} = 28\text{мм/с}$, степенной функции – $X_{MIN} = 3\text{мм/с}$ и $X_{MAX} = 28\text{мм/с}$, квадратичной модели – $X_{MIN} = 3\text{мм/с}$ и $X_{MAX} = 24\text{мм/с}$ и линейной – $X_{MIN} = 8\text{мм/с}$ и $X_{MAX} = 28\text{мм/с}$.

Границы оптимальной области изменения второго настроечного параметра имели вид $V_{MIN} = 7\text{мм/с}$ и $V_{MAX} = 25\text{мм/с}$.

На рисунке, в качестве примера, приведена графическая иллюстрация точек пересечения линейной функции с опытной кривой для первого настроечного параметра – чувствительности прибора.



Окончательно границы оптимальной области изменения настроечных параметров кардиографа были приняты в виде

$X_{MIN} = 7\text{мм/мВ}$ и $X_{MAX} = 25\text{мм/мВ}$ – для чувствительности прибора,

$V_{MIN} = 7\text{мм/с}$ и $V_{MAX} = 25\text{мм/с}$ – для скорости подачи ленты.

Литература

1. Данко, П. Е. Высшая математика в упражнениях и задачах часть 2 / П. Е. Данко, Т. Я. Кожевникова, А. Г. Попов. М.: Высшая школа, 1986. 296с.
2. Дошицин, В. Л. Практическая электрокардиография / В. Л. Дошицин, М.: Радио и связь, 1987. 321с.
3. Егоров, Б. А. Перспективы автоматизации метрологической поверки электрокардиоаппаратуры / Б. А. Егоров, А. В. Козюра, К. В. Подмастерьев, А. А. Семин, М. В. Яковенко. Орел: ОрелГТУ. – 2008. – № 4-2/272(550). – С. 69-77.

ИК-СПЕКТРАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ТЕРМООБРАБОТАННОГО НАНОСТРУКТУРИРОВАННОГО ГИДРОКСИАПАТИТА БИОГЕННОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ

Н.К. Бирш, Т.С. Муктарова, О.Д. Муктаров

Научный руководитель: к.т.н., ассистент О.Д. Муктаров

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

Разработка новых методов получения биосовместимых материалов на основе гидроксиапатита в настоящее время развивается многими отечественными и мировыми научными школами ввиду того, что данные материалы очень перспективны в медицине как компонент, стимулирующий образование костной ткани. В данной работе представлена экспериментальная методика получения наноструктурированного гидроксиапатита путем термообработки костных материалов биогенного происхождения с целью удаления органических

молекул, показаны результаты ИК-спектроскопии полученных образцов после термической обработки [1, 2].

Образцы для исследования предварительно очищали, просушивали и измельчали на мелкие части различных форм и размеров, затем равномерно размещали на керамической подложке, и термически обрабатывали в муфельной печи. В качестве варьируемых параметров выбрана температура термической обработки при температуре 400-800°C, время термообработки 3-30 минут. После термической обработки образцы измельчали с помощью ступы и механически просеивали до дисперсности 90 мкм и исследовали с помощью ИК-Фурье спектрометра «Инфралюм ФТ-801».

Результаты исследования показали, что особую роль в эффективности получения наноструктурированного гидроксиапатита термической обработкой костных материалов биогенного происхождения оказывают температуры обработки при удалении органических веществ из костных материалов. Анализ полученных результатов показывает, идентичность спектров с эталонным образцом гидроксиапатита.

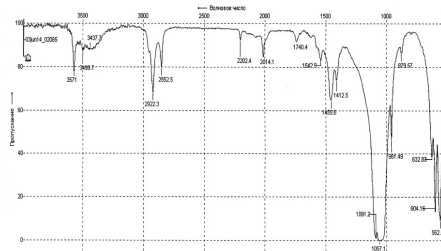


Рис.1. ИК – спектр наноструктурированного гидроксиапатита

Литература

1. Study of Structure of Bioceramic Coatings Obtained by Plasma Spraying of Hydroxyapatites of Synthetic and Biological Origins Lyasnikov V.N., Lyasnikova A.V., Pivovarov A.V., Antonov I.N., Papshev V.A. Biomedical Engineering. 2011. Т. 45. № 4. - С. 119-127.

2. Перинская И.В., Лясников В.Н., Перинский В.В., Муктаров О.Д. Синтез электроплазменного гидроксиапатитового покрытия на

поверхности титана методом ионно-лучевой обработки //Перспективные материалы. 2013. № 8. - С. 52-57.

АВТОМАТИЗИРОВАННОЕ ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ ПОКРЫТИЙ

И.П. Гришина, А.В. Лясникова

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Лясникова

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

Для получения высококачественных биосовместимых покрытий имплантатов необходимо использовать современное высокоэффективное оборудование с максимальной степенью автоматизации [1, 3]. С учетом проведенных нами исследований разработана структурная схема автоматизированной установки (рис. 1) [1].

Структурная схема включает следующие подсистемы:

- газовая и вакуумная подсистемы обеспечивают необходимые условия при разогреве порошков, их транспортировке и формировании покрытий, транспортно-позиционирующие устройства напыляемой детали и генератора плазмы, которые ответственны за доставку в зону напыления и взаимное ориентирование напыляемой детали и плазмотрона;
- вакуумная камера представляет собой герметично закрытую камеру, в которой создается высокий вакуум (рабочая среда) и в ней осуществляется процесс напыления, а также обработка деталей;
- источник питания предназначен для выработки электрической энергии, необходимой для работы всей системы в целом;

- планшайба представляет собой карусель на которой располагаются обрабатываемые детали;
- система охлаждения предназначена для охлаждения вакуумной камеры, которая нагревается при процессе напыления;

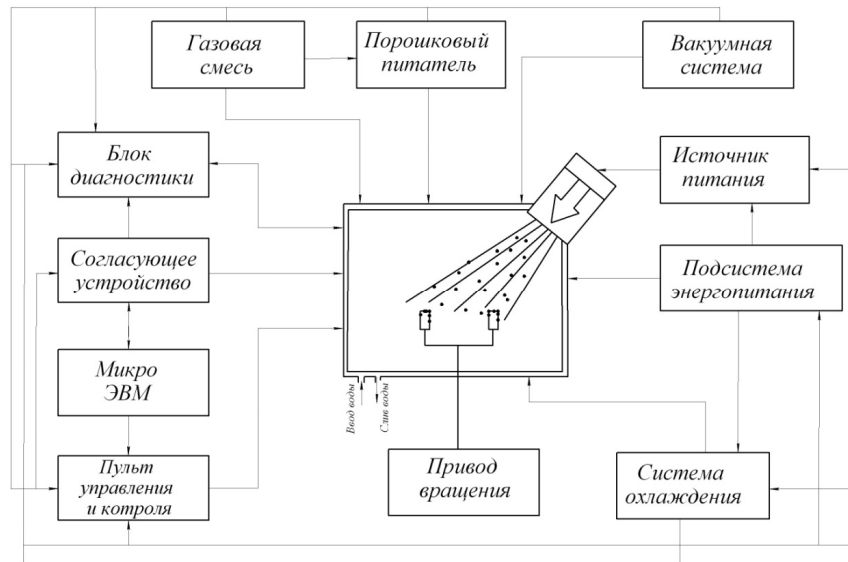


Рис. 1. Структурная схема установки для концентрации плазменных операций

- пульт управления, система контроля и управления, ЭВМ обеспечивают корректировку, стабилизацию и контроль технического режима напыления с целью получения конечного продукта с требуемыми функциональными и эксплуатационными свойствами [1-3].

Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ.

Литература

1. Гришина И.П. Совершенствование технологии и оборудования для напыления порошковых покрытий в производстве изделий машиностроения и электровакуумных приборов на основе концентрации плазменных процессов в одной рабочей установке: Дис. ... канд. техн. наук. – Саратов, 2014. – 165 с.

2. Автоматизированная система управления процессом электроплазменного напыления покрытий / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Дударева, И.П. Гришина // Материалы всероссийской научно-технической конференции «Высокие, критические электро- и нанотехнологии». - Тула: Изд-во ТулГУ, 2011. - С. 12-22

3. Таран В.М. Автоматизация измерения прочности сцепления покрытия с основой применительно к изделиям сетчатой структуры / В.М. Таран, А.В. Лясникова, Р.С. Великанов // Вестник Саратовского государственного технического университета. - 2010. - № 3 (48). - С. 90-94.

АНАЛИЗ СПОСОБОВ УПРАВЛЕНИЯ СВОЙСТВАМИ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ БИОСОВМЕСТИМЫХ ПОКРЫТИЙ

О.А. Дударева, Н.И. Садыкова, А.В. Лясникова

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Лясникова

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

Плазменное напыление порошковых покрытий, в том числе биосовместимых — это весьма сложный процесс, успешное течение которого зависит от большого числа факторов (по разным данным от 60 до 100 и более) [1-3]. В связи с этим в зависимости от физико-химических свойств напыляемого материала, а также от свойств материала и формы подложки для каждого конкретного случая режимы подбирают экспериментально. В значительном количестве факторов выделяются нижеперечисленные основные, которые наибольшим образом влияют на свойства покрытий [141]:

1) факторы, связанные с источником энергии нагрева напыляемых материалов (тип источника питания, его характеристики, конструктивные особенности плазмотрона, потребляемая мощность, род рабочего газа и его расход);

2) факторы, связанные с напыляемым материалом (состав порошка, его физико-химические свойства, дисперсность, форма частиц, сыпучесть);

3) факторы, связанные с подачей напыляемого материала в плазменную струю (тип порошкового питателя, способ и место ввода порошка в струю плазмы, угол ввода и т.п.);

4) факторы, непосредственно связанные с процессом напыления (дистанция напыления, относительная скорость перемещения плазмотрона и подложки, ее температура, среда, в которой осуществляется напыление, угол наклона струи плазмы относительно подложки, ток дуги и напряжение, КПД плазмотрона);

5) факторы, связанные с деталью (марка материала, конфигурация детали, способ подготовки поверхности к напылению, шероховатость поверхности).

Понятно, что далеко не все группы факторов могут быть использованы для управления процессом напыления покрытия. Факторы 1 и 3 групп фактически связаны с конструкцией оборудования, которая разрабатывается на основе обобщения основных технологических требований к процессу напыления и не может оперативно изменяться. Факторы второй группы определяются служебным назначением изделия. Дисперсность порошка может быть выбрана только при разработке технологии на основе оптимизированных требований и также не может меняться в течение процесса напыления. Из факторов пятой группы только способ подготовки поверхности детали может быть использован для изменения свойств покрытия (адгезии). Таким образом, только факторы 4 группы можно считать действительно управляющими переменными

процесса напыления. Действие этих факторов использовано при разработке различных методов управления (регулирования) параметров напыляемых покрытий. Опытным путем установлено увеличение адгезии покрытий благодаря воздушно-абразивной (дробеструйной) обработке подложки, приводящей к очистке поверхности, нарушению (высвобождению) межатомных связей, возрастанию контактной температуры на выступах под напыляемыми частицами [5-9]. Получившаяся шероховатая поверхность имеет значительно большую истинную площадь, чем геометрическая, что облегчает механическое сцепление частиц с подложкой. Воздушно-абразивная обработка - дискретный процесс, однако вследствие быстрого спада активности в каждой точке очищенной поверхности к концу очистки всей поверхности ее активность выравнивается.

Таким образом, анализ существующих возможных способов регулирования процесса плазменного напыления показывает, что все они позволяют получать только интегральную характеристику покрытий в заданном диапазоне или получать требуемые адгезионно-когезионные характеристики. Получение строго определенной структуры и морфологии покрытия, значительной пористости при высоких значениях адгезии покрытия путем воздействия непосредственно на процесс напыления весьма затруднительно, поскольку электротехнологические режимы разнонаправлено влияют на указанные параметры. По-видимому, необходимо разработать иной подход к решению данной научно-технической проблемы.

Предлагается методология формирования и обработки покрытий из композиционных материалов со стабильно воспроизводимым комплексом свойств на поверхности деталей, заключающаяся в разделении этапов формирования каждой группы свойств по независимым стадиям технологического процесса и дозированном электрофизико-химическом

воздействии на материалы и слои покрытия [10]. Исследования в данном направлении продолжаются, обнаруживая все новые направления применения данной методологии.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ.

Литература

1. А.В. Лясникова Технология создания композиционных покрытий различного назначения / А.В. Лясникова, О.А. Дударева. – М.: Спецкнига, 2012. – 308 с.
2. Кудинов В.В. Плазменные покрытия. - М.: Наука, 1977. - 184 с.
3. Лясников В.Н., Большаков А.Ф., Емельянов В.С. Плазменное напыление: - Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 1992. - 210 с.
4. Лясникова А.В. Повышение качества электроплазменного напыления биопокрытий имплантатов на основе модифицирования поверхности подложки /Диссертация на соиск. учен.ст. канд.техн.наук. – Саратов, 2002. – 220с.
5. Медведев Ю.А., Морозов И.А. О влиянии шероховатости и степени наклепа на прочность сцепления плазменных покрытий // Физика и химия обработки материалов, 1975. - № 4, с. 27-30.
6. О дробеструйной подготовке поверхности плазменного напыления / Д.М. Карпинос, В.Г. Зильберг, А.М. Вяльцев и др.// Порошковая металлургия, 1978. - № 9. - С. 25-28.
7. Строганов А.И., Дробышевский А.С., Гоц А.Б. Влияние шероховатости стальной подложки на прочность сцепления с плазменным покрытием // Порошковая металлургия, 1982. - № 10. - С. 91-95.
8. Мчедлов С.Г. Подготовка поверхности под газотермическое покрытие (технологический аспект): монография. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2007. – 104 с.

9. Голего Н.Л., Панамарчук В.Г. О влиянии шероховатости материала с титановой основой на прочность сцепления плазменных покрытий // Физико-химическая механика материалов, 1974. - № 6. - С. 25-27.

10. Лясникова А.В. Обоснование и реализация комбинированной механической и физико-химической обработки титановых деталей в ультразвуковом поле с учетом электроплазменного напыления композиционных покрытий /Диссертация на соиск. учен.ст. докт.техн.наук. – Саратов, 2009. – 320с.

МОДЕРНИЗИРОВАННАЯ УСТАНОВКА ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ПОКРЫТИЙ

И.П. Гришина, А.В. Лясникова

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Лясникова

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

Совершенствование техники, в том числе медицинской, требует существенного повышения качества изделий с плазмонапыленными покрытиями, которые возможно получить только при тщательной подготовке изделий под напыление. Новые возможности в решении задачи качества плазменных покрытий открывает использование газоразрядной плазмы. При этом процессы предварительной подготовки поверхности и плазменного напыления могут быть совмещены (сконцентрированы) в общей камере с инертной средой, в результате чего будет исключено влияние активных газов на всех этапах технологического цикла напыления и, следовательно, улучшено качество покрытия [1].

Разработана установка плазменного напыления покрытия для совмещенной обработки изделий, в основу работы которой заложены два технологических процесса: очистка поверхности имплантатов газовым разрядом в контролируемой среде водорода; нанесение покрытий на имплантаты – плазменно-дуговым напылением в контролируемой среде аргона.

Конструкция установки (рис. 1-3) представляет собой автоматическое устройство линейного типа квазинепрерывного действия, в состав которого входят: камера очистки и загрузки (1); привод анода (2); механизмы захвата (3); затвор D_y 160(4); каретка (5); насос ЦВС (6); камера перегрузки (7); камера напыления (8); плазмотроны (9); блок управления газовакуумной системой (10); вакуумный агрегат АВР - 150 (11); блок газопитания (12); пульт (13); источник питания очистки (14); источник питания плазмотрона (15) [1, 2].

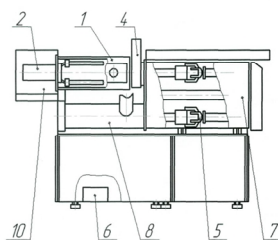


Рис.1. Установка плазменно-дугового напыления. Вид спереди

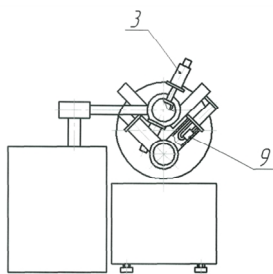


Рис.2. Установка плазменно-дугового напыления. Вид слева

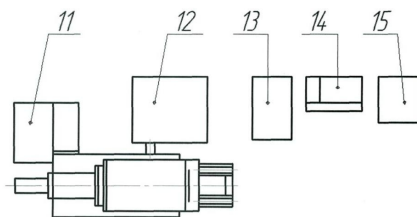


Рис.3. Установка плазменно-дугового напыления. Вид сверху

Управление механизмами и состоянием отдельных составных частей установки производится в ручном и автоматическом режимах. При этом управление в ручном режиме осуществляется непосредственно с блока ручного управления, а в автоматическом режиме по командам блока управления, в соответствии с программой, заложенной в ЭВМ [1].

Разработанная установка плазменного напыления позволяет значительно сократить технологический процесс изготовления деталей с плазмонапыленным покрытием, а также производить очистку напыляемой поверхности непосредственно в установке за счет концентрации процессов в одной рабочей камере.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ.

Литература

1. Гришина И.П. Совершенствование технологии и оборудования для напыления порошковых покрытий в производстве изделий машиностроения и электровакуумных приборов на основе концентрации плазменных процессов в одной рабочей установке: Дис. ... канд. техн. наук. – Саратов, 2014. – 165 с.

2. Автоматизированная система управления процессом электроплазменного напыления покрытий / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Дударева, И.П. Гришина // Материалы всероссийской научно-технической конференции «Высокие, критические электро- и нанотехнологии». - Тула: Изд-во ТулГУ, 2011. - С. 12-22.

Научное издание

**СОВРЕМЕННЫЕ БИОИНЖЕНЕРНЫЕ
И ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ**

Сборник материалов
Всероссийской молодежной научной конференции

Технические редакторы:
Дударева Олеся Александровна
Маркелова Ольга Анатольевна

Подписано в печать 10.10.14

Бум. офсет.

Тираж 300 экз.

Усл. печ.л. 25,57 (27,5)

Заказ 1024

Формат 60x84 1/16

Уч.-изд.л. 26,0

Издательство ООО «Прондо»
125319, Москва, ул. 1-я Аэропортовская,
д.6, пом. VI, к.4
Отпечатано в типографии Print House
410008, Саратов, ул. Беговая, д. 19

ISBN 978-5-905463-74-7

