

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

**АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ
БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ**

**Сборник материалов
VII Всероссийской научной конференции
для молодых ученых**

Саратов 2018

ББК 28.07
УДК 57.02
А 43

Ответственный редактор:

Заслуженный деятель науки РФ, доктор технических наук, профессор
кафедры «Физическое материаловедение и биомедицинская инженерия»
Саратовского государственного технического университета
имени Гагарина Ю.А.

В.Н. Лясников

Одобрено
редакционно-издательским советом
Саратовского государственного технического университета

А 43 Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов
VII Всерос. науч. конф. для молодых ученых. Саратов, 23 октября-
11 декабря 2017 г. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2018. 260 с.
ISBN 978-5-7433-3205-2

В сборнике представлены материалы VII Всероссийской научной конференции для молодых ученых «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии», проходившей с 23 октября по 11 декабря 2017 г. в Саратовском государственном техническом университете имени Гагарина Ю.А. в соответствии с приказом СГТУ № 675-П от 13.10.2017.

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

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

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

ББК 28.07
УДК 57.02

ISBN 978-5-7433-3205-2

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

СОДЕРЖАНИЕ

ПРИМЕНЕНИЕ ДОТ-АНАЛИЗА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СПЕЦИФИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ АНТИГЕНОВ В ПРОИЗВОДСТВЕ ХОЛЕРНОЙ ВАКЦИНЫ О.С. Дуракова, О.В. Громова, С.А. Воробьева, М.Н. Киреев	10
СПОСОБ ЛОКАЛИЗАЦИИ ДОМИНАНТЫ ВЫЗВАННОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА М.В. Хрячков, Д.И. Данилов, С.Ю. Шепелев, П.П. Сошников, А.Ф. Индюхин.....	12
ИННОВАЦИОННЫЙ МЕТОД МОНИТОРИНГА АНТРАКОЗА И.А. Осипенко.....	15
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ И КОНЦЕНТРАЦИИ Nb НА ГЕОМЕТРИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ОКСИДНЫХ НАНОТРУБОК, СФОРМИРОВАННЫХ НА Ti-Nb ПОДЛОЖКАХ М.С. Ткачев, Р.В. Чернозем, М.А. Сурменева.....	19
ОСОБЕННОСТИ СТРУКТУРЫ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ БАКТЕРИИ <i>HELICOBACTER PYLORI</i> Р.М. Нафикова	22
БИОРЕЗОРБИРУЕМЫЕ МАТРИКСЫ ИЗ ПОЛИМОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ КАК СРЕДСТВО ДЛЯ АДРЕСНОЙ ДОСТАВКИ ПАРАЦЕТАМОЛА А.А. Ракина, Т.И. Спиридонова	25
АНАЛИЗ И УЛУЧШЕНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК АППАРАТА ИЛИЗАРОВА К.А. Маслова	28
ВЛИЯНИЕ ЭЛЕКТРОФОРЕТИЧЕСКОГО ОСАЖДЕНИЯ НАНОЧАСТИЦ СЕРЕБРА И КАЛЬЦИЙФОСФАТА НА АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫЕ СВОЙСТВА АДДИТИВНО ПРИГОТОВЛЕННЫХ КОМПОЗИТОВ Ti6Al4V СПЛАВА Е.А. Чудинова, М.А. Сурменева	30
РАЗРАБОТКА ПОГЛОЩАЮЩИХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ РЕЖУЩИХ СВОЙСТВ ЛАЗЕРНОГО СКАЛЬПЕЛЯ Е.Н. Галаганова.....	35
ФОРМИРОВАНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ СВОЙСТВ МИКРОЧАСТИЦ КАРБОНАТА КАЛЬЦИЯ С НАНОЧАСТИЦАМИ МАГНЕТИТА НА НЕОРГАНИЧЕСКИХ НАНОВОЛОКНАХ Н.В. Короневский, Р.С. Сергеев, М.С. Савельева, С.А. Сергеев.....	38
ИЗУЧЕНИЕ НАНОЧАСТИЦ МАГНЕТИТА, МОДИФИЦИРОВАННЫХ ОЛЕИНОВОЙ КИСЛОТОЙ, КАК ПЕРСПЕКТИВНОГО АГЕНТА В ЛЕЧЕНИИ ОНКОЛОГИИ МЕТОДОМ МАГНИТНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ В.Р. Хабибуллин	42

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОВЕРХНОСТНЫХ СВОЙСТВ И РЕЖИМОВ КРОСС-ПОЛЯРИЗАЦИИ НА ПРИМЕРЕ РАЗРАБОТАННОЙ КОНСТРУКЦИИ ДЕРМАТОСКОПА

В.О. Лукьянова, А.Г. Мельников 45

КОНЦЕПЦИЯ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА ПОЛОЖЕНИЯ ПЛОДА НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Э.А. Даминова 48

ГИДРОГЕЛИ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ СИСТЕМ СУКЦИНАМИД ХИТОЗАНА – ГЛИЦЕРИН

Э.Р. Бакирова 51

СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ДИАГНОСТИКИ И МОНИТОРИНГА ТАПЕТОРЕТИНАЛЬНОЙ АБИОТРОФИИ СЕТЧАТКИ

А.А. Нехорошева, Т.С. Попова 55

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ПОДКРИТИЧЕСКИХ ADS-СИСТЕМ ДЛЯ НЕЙТРОНОЗАХВАТНОЙ ТЕРАПИИ

Е.А. Онищук, Ю.А. Кураченко, Е.С. Матусевич 58

РАЗВИТИЕ ВОЕННО-МЕДИЦИНСКОЙ РОБОТОТЕХНИКИ

Н.С. Дмитриева 61

КОРРЕЛЯЦИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ ПЕНОПОДОБНЫХ МАТЕРИАЛОВ С ОПТИЧЕСКИМИ ТРАНСПОРТНЫМИ ПАРАМЕТРАМИ

Д.В. Цыпин 64

ДОЗИМЕТРИЯ КОСТНЫХ СТРУКТУР ПРИ ИНТЕНСИВНОЙ РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ МЕТАСТАЗОВ В КОСТИ С РАДИОФАРМПРЕПАРАТОМ НА ОСНОВЕ ^{153}Sm

О.П. Александрова, Е.В. Снигирев, А.Н. Клёпов, Ю.А. Кураченко 70

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ПОЛИАМИДНОГО РАСТВОРА И НЕТКАНОГО МАТЕРИАЛА С АНТИБАКТЕРИАЛЬНОЙ ДОБАВКОЙ ПОЛИГЕКСАМЕТИЛЕНГУАНИДИН ГИДРОХЛОРИД

Э.Н. Валиулина, Г.П. Любунь, С.А. Климова, И.В. Федусенко 73

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В МЕДИЦИНЕ

А.Н. Виноградова 76

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНОЙ ОБЛАСТИ ИЗМЕНЕНИЯ ИНДЕКСА ЯРКОСТИ СВЕТОВОГО СТИМУЛА АНАЛИЗАТОРА «ПЕРИСКАН»

И.Ю. Чуфицкая 80

АПРОБАЦИЯ ПРОБЛЕМНО-ОРИЕНТИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА

О.О. Голубятников, В.В. Дубровин 83

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОГО ПРИБОРА ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ	
К.С. Дорогова, Д.А. Кудрявцев	86
РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ МАНИПУЛЯТОРНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ СОПРЯЖЕНИЯ УСТРОЙСТВА С ПАЦИЕНТОМ ПРИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ	
К.С. Дорогова	88
ЛЮМИНЕСЦЕНТНАЯ БИОСЕНСОРНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФЕНАНТРЕНА И ФЛУОРЕНА	
Р.А. Елеулова	90
СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ РЕШЕНИЯ ПОСТРОЕНИЯ АНАЛОГОВОГО БЛОКА СПИРОГРАФИЧЕСКОГО КАНАЛА	
Д.Д. Емельянова	92
СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КОМПЛЕКСООБРАЗОВАНИЯ ПРАЗИКВАНТЕЛА С β-ЦИКЛОДЕКСТРИНОМ	
Н.Ф. Ибракова, Г.Г. Кутлугильдина	95
МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ РАССЕЯНИЯ ПОЛЯРИЗОВАННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В СЛУЧАЙНО-НЕОДНОРОДНОЙ СРЕДЕ	
А.А. Исаева, Е.А. Исаева, А.В. Пантюков	98
ПОЛЯРИЗАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ МНОГОКРАТНО РАССЕЯННОГО ГЕЛЕПОДОБНОЙ СРЕДОЙ ИЗЛУЧЕНИЯ	
Е.А. Исаева, А.А. Исаева, М.А. Мачеев	100
ИНФОРМАЦИОННОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО РИСКА РАЗВИТИЯ ГЛАУКОМЫ	
Р.Р. Исламова, А.Ю. Вахрамеев	103
ИССЛЕДОВАНИЕ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОЖИ ШЕИ	
Е.И. Колчанова	106
ОДНОСТАДИЙНЫЙ СИНТЕЗ БЕНЗИМИДАЗОЛА ИЗ БЕНЗИЛОВОГО СПИРТА И 1,2-ФЕНИЛЕНДИАМИНА В ПРИСУТСТВИИ Pd/MXO₂ КАТАЛИЗАТОРОВ	
И.А. Лукоянов, М.А. Кулагина, В.Н. Панченко, М.Н. Тимофеева	110
ИНФОРМАЦИОННАЯ ПОДДЕРЖКА РАСЧЕТА ЭКОНОМИЧЕСКОГО БРЕМЕНИ ВИРУСНОГО ГЕПАТИТА	
Р.Р. Мазитова	113
ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ МЕТИЛЕНОВОГО СИНЕГО И КУМАРИНА С ДИОКСИДОМ ТИТАНА В РАСТВОРАХ, СОДЕРЖАЩИХ ИОНЫ ТЯЖЕЛЫХ АТОМОВ	
А.Г. Мельников, В.В. Ефремова, А.В. Коваленко, В.Р. Куенбаева, А.М. Хайрушева	115

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ГОЛЕНСТОПНОГО СУСТАВА

Ю.Р. Сагитдинова, И.П. Мельникова 117

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА

М.В. Частова, И.П. Мельникова, В.О. Лукьянова 120

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ПЭО ПОКРЫТИЙ НА НАНОСТРУКТУРИРОВАННОМ ТИТАНЕ

В.Р. Мукаева, Р.Г. Фаррахов, Д.М. Лазарев, А.Г. Стоцкий 123

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РУЧНОГО И АВТОМАТИЧЕСКОГО ПЕРИМЕТРА

А.О. Невожай..... 126

СИНТЕЗ ТРИОКСИДА ВОЛЬФРАМА ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ДАТЧИКОВ

Е.Р. Борисова, А.С. Минеев 130

ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРНОЙ ОРГАНИЗАЦИИ МЕТАЛЛОКОМПЛЕКСОВ ПЕКТИНА И СУКЦИНАТА ХИТОЗАНА МЕТОДОМ ИК СПЕКТРОСКОПИИ МНПВО

К.Н. Носенко..... 133

РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ ИММУНОМОДУЛЯТОРА - МЕТИЛУРАЦИЛ

Т.С. Осина, Б.И. Древо, Я.Б. Древо, Е.А. Фауст, П.О. Полуэктов 136

МОДИФИЦИРОВАНИЕ СЕЛЕНИТА НАТРИЯ В ПРИСУТСТВИИ КУЛЬТУРЫ *SACCHAROMYCES CEREVISIAE*

Т.С. Осина, Б.И. Древо, Я.Б. Древо, П.В. Смутнев, А.М. Косолапова 139

НОВЫЙ ПОДХОД К СОЗДАНИЮ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ЗДОРОВЬЕМ МАТЕРИ И РЕБЕНКА

О.А. Остапенко, С.В. Фролов 142

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ 3D-БИОПОЛИМЕРНЫХ МОДЕЛЕЙ В НЕЙРОРЕКОНСТРУКЦИИ И ЭНДОВАСКУЛЯРНОЙ МЕДИЦИНЕ

С.Н. Павлинич 145

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ МЕЖДУ ПАРАМЕТРАМИ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ И АРТЕРИАЛЬНЫМ ДАВЛЕНИЕМ

Е.О. Панченкова 148

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ЭМГ-ДАТЧИКА ДЛЯ МИОТОНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ

И.В. Петрунин, Г.М. Кадырова..... 151

МАКЕТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВА ВОССТАНОВЛЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ МЫШЦ БОЛЬНОГО ВО ВРЕМЯ РЕАБИЛИТАЦИИ

Д.С. Салин..... 155

ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДЕТЕЙ С ДЦП

Е.О. Дмитриева, Л.Р. Дильмухаметова, Э.Р. Кадрачева..... 158

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ИМПЕДАНСА

Э.Р. Тимуршина 161

**ПРИМЕНЕНИЕ ДОПОЛНИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМ ДИАГНОСТИКИ
ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ИЗУЧЕНИЯ ПРОЦЕССОВ РАЗРУШЕНИЯ
КЕРАМИЧЕСКИХ ЭЛЕМЕНТОВ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ**

А.Г. Рогожников, Е.М. Зубова 164

**ОЦЕНКА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ РИТМОВ ВЕГЕТАТИВНОЙ
РЕГУЛЯЦИИ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ У ПАЦИЕНТОВ
ВО ВРЕМЯ КОМЫ ПРИ ОСТРОМ НАРУШЕНИИ МОЗГОВОГО
КРОВООБРАЩЕНИЯ**

Е.В. Сидак, Р.С. Хамбеков, Е.Е. Зеулина, В.М. Дорошенко, Д.М. Ежов,
А.Н. Храмов 167

**АНАЛИЗ ДИНАМИКИ СИНХРОНИЗАЦИИ 0.1-ГЦ ПРОЦЕССОВ
РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЦА И СОСУДОВ**

В.В. Сказкина, Е.И. Боровкова, Д.Д. Кульминский, Ю.М. Ишбулатов,
Т.В. Поварова, В.И. Гриднев 170

**АНАЛИЗ НАПРАВЛЕННОЙ СВЯЗАННОСТИ КОНТУРОВ
СИМПАТИЧЕСКОЙ РЕГУЛЯЦИИ МОДЕЛЬНЫХ
И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ МЕТОДОМ МОДЕЛИРОВАНИЯ
ФАЗОВОЙ ДИНАМИКИ**

В.С. Хорев, В.В. Сказкина, О.В. Астахов, Т.В. Поварова 173

**МОДЕЛЬ ОБЛУЧЕНИЯ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ В АНАЛИЗЕ
РЕЗУЛЬТАТОВ РАДИОБИОЛОГИЧЕСКОГО ЭКСПЕРИМЕНТА**

А.С. Снегирев, Э.Н. Денисова, В.Я. Саруханов, 175

Г.В. Козьмин, Ю.А. Кураченко 175

**РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО ДОЗИМЕТРА
НА БАЗЕ ОПЕРАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ANDROID**

П.Э. Сухинин, Е.С. Белянская 178

**ПРИМЕНЕНИЕ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА
ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА
ПО ОДНОКАНАЛЬНОЙ ЗАПИСИ ЭКГ**

Е.М. Талев, В.А. Аль-Хайдри, Р.В. Исаков 182

**МОДЕЛЬ ВЫЖИВАЕМОСТИ ПАЦИЕНТОВ С СИНДРОМОМ СЛАБОСТИ
СИНУСОВОГО УЗЛА ПОСЛЕ УСТАНОВЛЕНИЯ
ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРА**

В.А. Токарева, Е.А. Бадыкова, М.Р. Бадыков 185

**ПОЛУЧЕНИЕ МОДИФИЦИРОВАННЫХ ПЕКТИНОВ, СВЯЗЫВАЮЩИХ
АМИНОКИСЛОТЫ, МЕТОДОМ ДИНАМИЧЕСКОЙ КОМБИНАТОРНОЙ
ХИМИИ**

Д.А. Толстых, К.В. Кожихова, М.А. Миронов 188

ТЕЛЕМЕДИЦИНА – ЭФФЕКТИВНЫЙ МЕТОД ОКАЗАНИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ ДЕРЕВЕНСКОМУ НАСЕЛЕНИЮ

Т.Ю. Ромашова 191

ЭЛЕКТРОННЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ КАРТЫ В ЛЕЧЕБНЫХ УЧРЕЖДЕНИЯХ

С.Д. Шехурдина 194

ИНТРАКАРДИАЛЬНАЯ РЕГУЛЯЦИЯ ПРОВОДИМОСТИ МИОКАРДА ИЗОЛИРОВАННОГО СЕРДЦА

Е.Е. Харьковская, А.А. Куликова, Р.Д. Катаев, О.В. Другова..... 197

ПРИКЛАДНЫЕ АСПЕКТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ЭПИДЕМИЙ В СРЕДЕ ANYLOGIC

Н.Р. Хисамутдинова, Д.И. Тимбакова 199

СПОСОБ ПОСТРОЕНИЯ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА

Н.Л. Коржук, А.В. Поляков, Р.П. Лазуткин, М.В. Четаikin 202

РАДИАЦИОННО-ИНДУЦИРОВАННЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ МОРФОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СУХОПУТНОГО МОЛЛЮСКА ВИДА *BRADYBAENA FRUTICUM* В ЕСТЕСТВЕННОЙ СРЕДЕ ОБИТАНИЯ

Г.В. Лаврентьева, Р.Р. Шошина, Б.И. Сынзыныс,
Ю.А. Кураченко, И.В. Гешель 205

РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ СОСУДОВ

А.В. Щербачев, Е.А. Бычков..... 208

ВЛИЯНИЕ МОДИФИЦИРУЮЩИХ ЭЛЕМЕНТОВ, ВКЛЮЧЕННЫХ В СОСТАВ ПОРОШКОВ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ, НА ХАРАКТЕРИСТИКИ ПЛАЗМЕННЫХ ПОКРЫТИЙ НА ИХ ОСНОВЕ

А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина 213

ВЛИЯНИЕ ВОДОРОДА ПРИ ПРОНИКНОВЕНИИ СКВОЗЬ СИСТЕМУ «СТАЛЬ 12Х18Н10Т – ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫЙ ТИТАН»

В.Н. Лясников, А.Г. Тарасов, К.А. Маслова, В.А. Гомон..... 216

СОВРЕМЕННОЕ ОБОРУДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО ФОРМИРОВАНИЯ ПОРИСТО-ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ С ПРОГРАММИРУЕМЫМИ СВОЙСТВАМИ

Н.В. Протасова, А.Г. Тарасов, В.А. Гомон, Ж.А. Мырзагалиев 220

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Т.С. Удовик, В.М. Таран 223

ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ПУТИ СОЗДАНИЯ ВЫСОКОЭФФЕКТИВНЫХ ПОВЕРХНОСТНЫХ СЛОЕВ НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ

Н.В. Протасова, В.А. Гомон, В.О. Лукьянова, А.Г. Тарасов, М.В. Загибашев..... 226

МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА

В.А. Гомон, О.А. Дударева, А.В. Шкепу 231

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ОБРАБОТКИ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ	
П.В. Удовик, В.М. Таран	233
КОРРОЗИОННОЕ ПОВЕДЕНИЕ КОНСТРУКЦИОННОЙ СТАЛИ 40Х ПОСЛЕ ХИМИЧЕСКОЙ ПАССИВАЦИИ	
П.А. Шаронов.....	237
РАЗРАБОТКА ОСНАСТКИ ДЛЯ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ДЕТАЛЕЙ ПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА	
Ю.А. Скрипкина, И.П. Гришина	240
АНАЛИЗ И УЛУЧШЕНИЕ СТАТИЧЕСКИХ И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА	
М.С. Ноликов, В.А. Дядьков, М.В. Загибашев.....	243
МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ НАНЕСЕНИЕМ БИОКОМПОЗИТНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПОКРЫТИЙ «МЕТАЛЛ-МЕТАЛЛОЗАМЕЩЕННЫЕ ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТЫ-БИОАКТИВНЫЕ ВЕЩЕСТВА»	
О.А. Дударева, В.А. Гомон, В.Н. Лясников.....	245
РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА	
Ю.А. Скрипкина, И.П. Гришина	247
ЯВЛЕНИЯ, СОПРОВОЖДАЮЩИЕ ПЛАСТИЧНОСТЬ И РАЗРУШЕНИЯ МАТЕРИАЛОВ	
С.В. Телегин, Н.И. Китаев	250
КОМБИНИРОВАННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ СОЗДАНИЯ ПОКРЫТИЙ ЭНДОПРОТЕЗОВ	
С.В. Телегин, М.М. Соболев	252
КОМБИНИРОВАННАЯ ПЛАЗМЕННО-ЛАЗЕРНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ СОЗДАНИЯ БИОКОМПОЗИТНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ 3D ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ	
А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, С.В. Телегин, И.П. Гришина	255

ПРИМЕНЕНИЕ ДОТ-АНАЛИЗА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СПЕЦИФИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ АНТИГЕНОВ В ПРОИЗВОДСТВЕ ХОЛЕРНОЙ ВАКЦИНЫ

О.С. Дуракова, О.В. Громова, С.А. Воробьева, М.Н. Киреев
Научный руководитель: к.м.н. О.В. Громова

*Российский научно-исследовательский противочумный
институт «Микроб», г. Саратов*

Вакцина холерная бивалентная химическая, разработанная в РосНИПЧИ «Микроб» и лицензированная на территории России, состоит из холерогена-анатоксина и О-антигенов (О-Аг) холерного вибриона сероваров Инаба и Огава.

Для определения специфической активности О-Аг на этапах производства холерной вакцины используются различные методы, в том числе реакция непрямой гемагглютинации (РНГА). Постановка данных реакций достаточно трудоемка и длительна по времени. Так как коммерческие наборы отсутствуют, разработка и внедрение новых информативных экспрессных методов контроля продукции основных иммуногенов холерного вибриона (О-Аг) в процессе производства вакцины весьма актуально.

Этим требованиям отвечает вариант дот-иммуноанализа (ДИА) с использованием конъюгата на основе стафилококкового белка А и коллоидного золота. В нашей работе проведено изучение возможности применения высокочувствительного, технически простого и воспроизводимого экспресс-метода (ДИА) для оценки активности О-Аг Инаба и Огава в специфических фракциях и таблетке холерной химической вакцины.

Активность лиофилизированных антигенов в специфических фракциях определяли в РНГА (нормируемый показатель) и ДИА. В качестве специфической сыворотки использовали коммерческую «Сыворотку диагностическую холерную «О» адсорбированную сухую для РА» института «Микроб». Постановка ДИА осуществлялась с использованием специфической сыворотки и конъюгата на основе стафилококкового белка А («Sigma») с наночастицами коллоидного золота. Приготовление коллоидного раствора золота с диаметром частиц 15-17 нм осуществляли по методу Г. Френса [1], а «Золотое число» определяли по методике Жигмонди Р. [2]. Учет результатов реакции визуальный, время постановки 120 мин.

Для анализа было отобрано по 5-6 образцов различных специфических фракций (концентрация 1 мг/мл). Полученные данные приведены в таблицах и представляют средние показатели 3-5 определений.

Таблица 1

Результаты определения активности О-антигена Огава
в специфической фракции О-антиген

№ проб	Специфическая активность О-антигена Огава с «О» сывороткой	
	ДИА	РНГА
1	1:512	1:256
2	1:512	1:128
3	1:256	1:512
4	1:1024	1:4096
5	1:512	1:4096
6	1:512	1:2048

Таблица 2

Результаты определения активности О-антигена Инаба
в специфической фракции холероген-анатоксин

№ проб	Специфическая активность О-антигена Инаба с «О» сывороткой	
	ДИА	РНГА
1	1:1024	1:2112
2	1:256	1:256
3	1:128	1:128
4	1:256	1:512
5	1:256	1:469

Как видно из таблиц, результаты, полученные предложенным методом ДИА с использованием коллоидного золота коррелируют с результатами, полученными в РНГА (коэффициент корреляции 0,79).

Далее мы применили методику ДИА для определения активности О-Аг в готовой лекарственной форме – таблетке вакцины, которая состоит из лиофилизированных антигенов и наполнителя-сахарозы, стеарата кальция, талька, крахмала. Данные наполнители отрицательно влияют на показатели активности антигенов, поэтому для проведения РНГА разработана сложная пробоподготовка, включающая щелочной гидролиз растворенной таблетки. Мы взяли на анализ 5 серий (4, 5, 6, 7 и 8) вакцины и провели ДИА с нативным раствором таблетки (табл. 3). В результате было обнаружено, что данный вариант ДИА выявляет О-Аг в таблетке без предварительной пробоподготовки, что значительно упрощает анализ.

Таблица 3

Результаты определения активности О-антигена
в таблетке холерной вакцины

№ проб (Серии вакцины)	Специфическая активность О-антигена с «О» сывороткой	
	ДИА	РНГА
1. Серия 4	1:2048	1:6826
2. Серия 5	1:2048	1:5120
3. Серия 6	1:1024	1:2560
4. Серия 7	1:1024	1:2560
5. Серия 8	1:2048	1:2560

Использование предложенного метода позволяет определять активность как различных антигенных фракций, так и готовой таблетки вакцины.

Таким образом, впервые для определения О-антигенов, входящих в состав холерной вакцины предлагается применять ДИА с использованием конъюгата на основе стафилококкового белка А и коллоидного золота. Метод прост и экономичен, позволяет получать результаты в течение короткого времени, не требует специального оборудования. При соблюдении стандартных условий постановки реакции метод позволяет проводить сравнительный анализ активности разных препаратов и выражать ее в сопоставимых условных единицах.

Исследование выполнено в рамках НИР 70-2-17 «Разработка и совершенствование биотехнологий промышленного выпуска иммунобиологических средств профилактики и диагностики инфекционных заболеваний бактериальной и вирусной природы» (2017-2019 г.г.)

Литература

1. Frens G. Controlled nucleation for the particle size in monodisperse gold suspension // Nature Phys. Sci, 1973.
2. Дыкман Л.А., Богатырев В.А., Щеголев С.Ю., Хлебцов Н.Г. Золотые наночастицы: синтез, свойства, биомедицинские применения М.: Наука, 2008.

СПОСОБ ЛОКАЛИЗАЦИИ ДОМИНАНТЫ ВЫЗВАННОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

М.В. Хрячков, Д.И. Данилов, С.Ю. Шепелев,
П.П. Сошников, А.Ф. Индюхин

Научные руководители: к.т.н., профессор Н.Л. Коржук,
к.б.н. А.Ф. Индюхин

Тульский государственный университет, г. Тула

Известен наглядный образ, иллюстрирующий понятие доминанты А.А. Ухтомского: если интенсивность деятельности мозга представить в виде яркости свечения множества точечных источников, то некая доминирующая область коры головного мозга будет светить в некоторые отрезки времени ярче других, перемещаясь по коре по мере изменения приоритетов умственной деятельности.

Очевидно противоречие этого образа с фактами электрофизиологии: амплитуда биоэлектрической активности имеет достаточно устойчивую регионарную структуру, самый мощный альфа-ритм локализуется в затылочных областях. Так обстоит с фоновой активностью. В случае вызванной активности – ответа центральной нервной системы (ЦНС) на внешний стимул, экстремумы сигналов появляются при обработке сигнала

в определенных корковых центрах [1], поэтому их локализация на проекции коры соответствует положению доминирующего участка мозга.

Рассмотрим работу человека – оператора (ЧО). Сенсорные системы воспринимают сигнал, характеризующий состояние контролируемой системы; далее происходит когнитивный процесс – осознание принятого сигнала, сопоставление его с возможными вариантами действий и выбор лучшего из них; и, наконец, моторный процесс – реализация выбранного действия (движение).

Рост количества техногенных катастроф показывает, что ЧО зачастую оказывается самым слабым звеном, и цена его ошибки велика. Именно поэтому в настоящее время возрастает значение психофизиологической диагностики при проверке профессиональной пригодности ЧО.

В простейшем приборе для определения времени сенсомоторной реакции ЧО нажимает кнопку в ответ на вспышку света. При правильном методологическом подходе можно оценить большое количество психофизиологических характеристик ЧО по всей триаде «ощущение-осознание-действие», если отследить сигналы вызванной активности головного мозга.

Вызванная биоэлектрическая активность (ВБА) головного мозга традиционно исследуется методом вызванных потенциалов (ВП) [2], основанном на многократном повторении стимула и накоплении ответов ЦНС. Метод используется в медицине для диагностики неврологических нарушений – зрения, слуха, центральной и периферической нервной системы [3]. Аппаратурно диагностика зрительных и когнитивных ВП выполняется на разных приборах, и исследовать на них работу ЧО как единый процесс невозможно, равно как и время моторной реакции.

Известен способ регистрации ВП, обеспечивающий фиксацию единичного отклика ЦНС на внешний стимул [4]. На его основе предлагается разработать устройство психофизиологической диагностики, отображающее положение доминанты ВБА на проекции коры головного мозга в скрининговом режиме.

Способ отображения реализуется следующим образом: у испытуемого регистрируется ЭЭГ, причем используются только каудальные активные электроды стандартной системы 10-20%. Испытуемый надевает светодиодные очки, которые в фиксированные моменты времени становятся красными или зелеными. Испытуемый должен мысленно называть наблюдаемые цвета.

Рассмотрим алгоритм реализации предложенного способа.

1. Получение записи ЭЭГ.
2. Выбор эпохи визуализации.
3. Выбор момента времени (начиная с момента предъявления стимула)
4. Определение значений сигналов u_1 , u_2 , u_3 , u_4 на границах зоны анализа методом линейной интерполяции

5. Построение кривой изменения потенциала $U_{ВБА}$ методом криволинейной интерполяции по четырем точкам по формулам:

$$U_{ББА} = \begin{cases} u_1 + a_1(x - x_1) + b_1(x - x_1)^2 + c_1(x - x_1)^3, & \text{если } x \geq x_1 \wedge x \leq x_2; \\ u_2 + a_2(x - x_2) + b_2(x - x_2)^2 + c_2(x - x_2)^3, & \text{если } x > x_2 \wedge x \leq x_3; \\ u_3 + a_3(x - x_3) + b_3(x - x_3)^2 + c_3(x - x_3)^3, & \text{если } x > x_3 \wedge x \leq x_4, \end{cases}$$

где

$$a_1 = (u_2 - u_1) / (x_2 - x_1) - b_1(x_2 - x_1);$$

$$b_1 = (k_5 - 3k_4k_1) / (k_3 - 3k_4k_2);$$

$$c_1 = 0;$$

$$a_2 = a_1 + 2b_1(x_2 - x_1);$$

$$b_2 = b_1;$$

$$c_2 = k_1 - b_1k_2;$$

$$a_3 = a_2 + 2b_1(x_3 - x_2) + 3c_2(x_3 - x_2)^2;$$

$$b_3 = b_1 + 3c_2(x_3 - x_2);$$

$$c_3 = -b_3 / (3(x_4 - x_3));$$

$$k_1 = ((u_3 - u_2)(x_2 - x_1) - (u_2 - u_1)(x_3 - x_2)) / ((x_2 - x_1)(x_3 - x_2)^3);$$

$$k_2 = ((x_2 - x_1)(x_3 - x_2) - (x_3 - x_2)^2) / (x_3 - x_2)^3;$$

$$k_3 = (2x_3 - x_2 - x_1)(x_4 - x_3) + 2((x_4 - x_3)^2 / 3);$$

$$k_4 = (x_3 - x_2)^2(x_4 - x_3) + 2(x_3 - x_2)(x_4 - x_3)^2 / 3;$$

$$k_5 = u_4 - u_3 - (u_2 - u_1)(x_4 - x_3) / (x_2 - x_1).$$

6. Нахождение максимума сигнала $U_{ББА}$ и его координаты на анализируемой плоскости

7. Переход к следующей плоскости и повторение пунктов 5,6,7

8. Определение экстремума по всем плоскостям для данного момента времени

9. Переход к следующему моменту времени, повторение пунктов 5, 6, 7, 8, 9.

В результате проведения данных операций для всех дискретных моментов времени после подачи стимула станут известны координаты максимума вызванной активности головного мозга. На экран индикатора координаты доминанты выводятся таким образом, что размеры точки возрастают пропорционально интервалу времени, прошедшему после стимула (рис. 1).

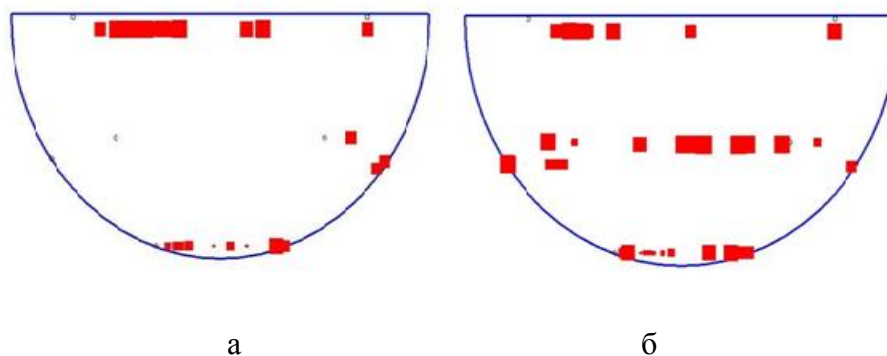


Рис. 1. Последовательные положения максимумов ВБА после предъявления пациенту стимула
а) «красный фон» и б) «зеленый фон»

Наряду с индивидуальной топологией доминанты ВБА у пациента в реальном времени определяются параметры сенсорного и когнитивного ответа и время моторной реакции. Полученные параметры дают гораздо более полную информацию о пригодности испытуемого к деятельности ЧО.

Литература

1. Анохин П.К. Биология и нейрофизиология условного рефлекса. М.: Медицина, 1968. – 549 с.
2. Рутман Э.М. Вызванные потенциалы в психологии и психофизиологии. М.: Наука, 1979. – 213 с.
3. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. Таганро; Изд-во ТРТУ, 1997. – 252 с.
4. Пат. РФ № 2502466. Способ диагностики вызванного потенциала мозга и устройство для его осуществления / Жеребцова В.А., Индюхин А.А., Коржук Н.Л., Хадарцев А.А., Индюхин А.Ф. от 16.12.2011 г.

ИННОВАЦИОННЫЙ МЕТОД МОНИТОРИНГА АНТРАКОЗА

И. А. Осипенко

Научный руководитель: д.т.н., профессор В.В. Мирошников

Луганский национальный университет имени В. Даля, г. Луганск

Угольная промышленность была, есть и в ближайшее время будет предприятием с наиболее небезопасными, вредными и тяжелыми условиями труда.

Скопления угля в легких, которое определяется как "легочный антракоз", является типовым заболеванием для жителей промышленных городов [1]. Его можно наблюдать практически у всех взрослых людей,

особенно у курильщиков. Частицы пыли выявляются в макрофагах, в просвете альвеол, в середине и вокруг бронхиол, в лимфатической дренажной системе.

Известно, что больше чем 20% трудоспособного населения находится в зоне риска. Но, кроме тех, кто ежедневно спускается в шахту, опасность заболевания стоит и перед людьми, которые живут непосредственно вблизи от места добычи угля, и теми, которые жгут уголь. Скопление пыли в легких ведет к необратимым последствиям, а именно к появлению сопутствующих заболеваний (туберкулез, пневмония, доброкачественные и злокачественные опухоли).

Соответственно сроки периодических медицинских осмотров рабочих в условиях влияния угольной и других видов углеродосодержащей пыли: при добыче и переработке угля - 1 раз в 12 мес.

В настоящее время для диагностики используют данные рентгенологических исследований. Рентгенографические исследования дают желательные результаты, но только если наблюдать за болезнью в динамике, при этом рентгенограмму следует делать чаще, чем это разрешено. В этом случае возникает риск на фоне одного заболевания получить другое – лучевую болезнь.

Так как рентгеновский метод не позволяет проводить исследования в динамике, следует использовать электромагнитный метод, который основан на анализе взаимодействия внешнего электромагнитного поля с электромагнитным полем вихревых токов, которые производятся возбуждающей катушкой в электропроводящем объекте контроля [2]. Плотность вихревых токов в объекте зависит от геометрических и электромагнитных параметров объекта, а также от взаимного расположения измерительного преобразователя и объекта. В качестве преобразователя используют две индуктивные обмотки. Синусоидальный ток, который действует в катушках преобразователя, создает электромагнитное поле, которое возбуждает вихревые токи в электропроводящем объекте. Электромагнитное поле вихревых токов влияет на катушки преобразователя, наводя в них ЭДС и изменяя их полное электрическое сопротивление. Регистрируя напряжение на зажимах катушки или их сопротивление, получают информацию о свойствах объекта и о состоянии преобразователя относительно него.

Поскольку угольная пыль обладает электропроводностью, возможно применение электромагнитного метода контроля степени загрязнения легких человека. Для этого с одной стороны грудной клетки размещаем обмотку возбуждения и измерительную обмотку, которая является приемопередатчиком (рис. 1).

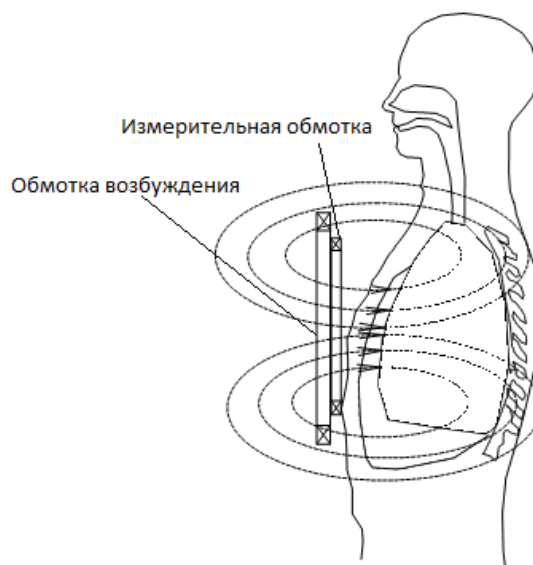


Рис. 1. Расположение электромагнитного преобразователя относительно человека

Для расчета зависимости ЭДС от количества пыли, попавшей в легкие организма человека, построим расчетную модель (рис. 2).

Для расчетов выделяем три основные зоны:

- зона тканей организма, находящихся поверх легких, их общая толщина составит 4,5 см (рис. 2, поз. 2);
- зона легких (изначально считаем легкие без посторонних веществ), расстояние от передней до задней стенки легких составляет 16 см (рис. 2, поз. 4);
- зона легких, загрязненная угольной пылью (рис. 2, поз. 3).

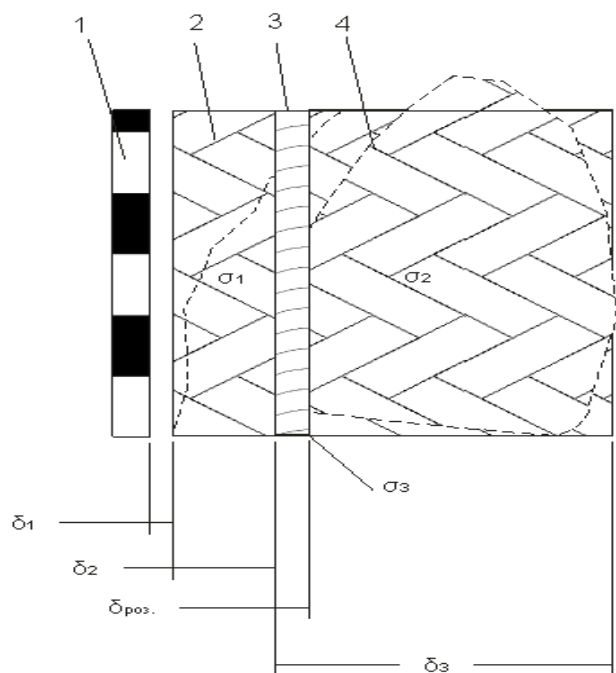


Рис. 2. Расчетная модель биологических тканей

На нём: 1 – датчик; 2 – ткани организма, расположенные поверх легких; 3 – расчетный слой угольной пыли; 4 – легкие; δ_1 – промежуток между датчиком и поверхностью кожи; δ_2 – толщина тканей организма от поверхности кожи до легких; δ_3 – толщина легких; $\delta_{\text{рас.}}$ – толщина рассчитываемой угольной пыли; σ_1 – удельная проводимость тканей организма; σ_2 – удельная проводимость легких; σ_3 – удельная проводимость угля.

90% угольной пыли оседает в легких. При большом скоплении угля в легких толщина слоя увеличивается. В конечном итоге произведён расчет зависимости исходных параметров от толщины этого слоя.

Исходя из этого произведён расчет, в результате которого выявили, что результаты значительно изменяются в зависимости от того загрязнено легкое или нет. Также результаты были выражены в зависимости ЭДС от толщины слоя пыли.

Согласно расчёту предложенной математической модели получили зависимости ЭДС от толщины залегания пыли (рис. 3).

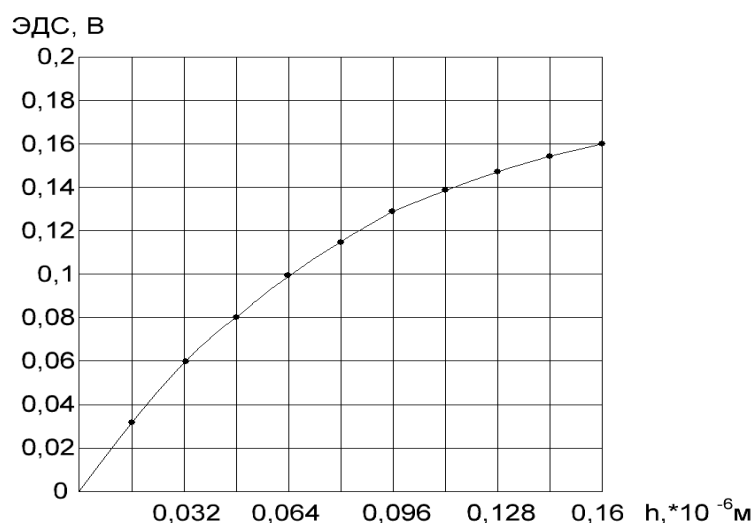


Рис. 3. Зависимость ЭДС от толщины залегания пыли

Эксперимент заключался по обнаружению угольной пыли в водном растворе хлорида натрия. Полученная математическая модель соответствует экспериментальным данным и может быть применена для электромагнитного метода контроля степени загрязнения легких человека.

Литература

1. Профессиональные болезни: Руководство для врачей: в 2 т. /Измеров Н.Ф., Монаенкова А.М., Артамонова В.Г. и др. – М., 1996. – 115 с.
2. Дорофеев А.Л., Любашев Г.А., Останин Ю.Я. Измерения толщины покрытий с помощью вихревых токов. – М.: Машиностроение, 1975. – 64 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ И КОНЦЕНТРАЦИИ Nb НА ГЕОМЕТРИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ОКСИДНЫХ НАНОТРУБОК, СФОРМИРОВАННЫХ НА Ti-Nb ПОДЛОЖКАХ

М.С. Ткачев, Р.В. Чернозем, М.А. Сурменева
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Р.А. Сурменев

*Национально-исследовательский
Томский политехнический университет, г. Томск*

Титан и его сплавы нашли широкое применение в имплантологии за счет своих свойств [1]. Сплавы Ti-Nb являются перспективными, т.к. Nb снижает модуль упругости сплава, приближая его к значениям костной ткани. Однако данные материалы обладают низкой адгезией с окружающими тканями в организме, что может привести к его отторжению [2]. Модификация поверхности позволяет изменить свойства материала для оптимизации его механических свойств и повышения биоактивности.

Электрохимическое анодирование является простым и эффективным методом создания наноструктурированного биосовместимого покрытия – оксидных нанотрубок [3]. Нанотрубки способны улучшать взаимодействие костной ткани с имплантатом за счет увеличения адгезии, пролиферации остеобластов и эндотелиальных клеток. [3]. Благодаря своей полый структуре, нанотрубки могут быть использованы в качестве системы доставки лекарств в место вживления имплантата, т.к. в некоторых случаях малоэффективна традиционная система доставки лекарств [3].

Таким образом, исследования использования Ti-Nb подложек, покрытых нанотрубками, для биомедицинского назначения являются перспективными. Однако, влияние концентрации Nb и параметров анодирования на механизмы роста нанотрубок на поверхности Ti-Nb сплавов еще не изучено. Следовательно, целью данной работы является исследование морфологии и химического состава оксидных нанотрубок, полученных на поверхности Ti-Nb подложек с различной концентрацией Nb и при различном напряжении электрохимического анодирования.

Формирование нанотрубок на Ti-Nb подложках с концентрациями Nb 5, 25 и 50% осуществлялось методом электрохимического анодирования при постоянном напряжении 30 В и 60 В в течение 30 мин. Экспериментальная установка состояла из двух титановых электродов и источника постоянного напряжения. Электролит состоял из деионизированной воды, фторида аммония и этиленгликоля. После анодирования все образцы промывались в дистиллированной воде, сушились и отжигались при $T = 500\text{ }^{\circ}\text{C}$ в течение 3 ч со скоростью нагрева $3^{\circ}\text{C}/\text{мин}$. Исследование морфологии и элементного состава при помощи метода сканирующей электронной микроскопии и энергодисперсионной

рентгеновской спектроскопии, соответственно, проведено на системе QUANTA 200 3D.

Изображения, полученные методом СЭМ, представлены на рисунке 1. Наноструктурное оксидное покрытие обладает выровненной трубчатой структурой, внешние стенки трубок гладкие.

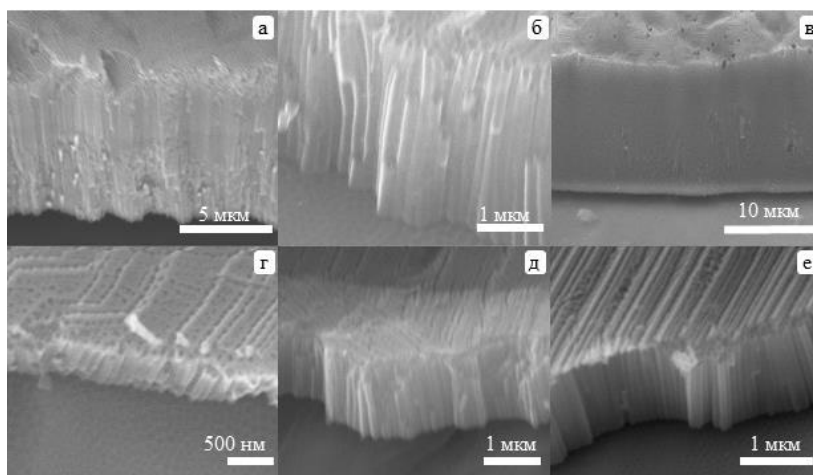


Рис. 1. СЭМ изображения нанотрубок (вид с боку), сформированных в течение 30 мин на подложках при постоянном напряжении: 60В: (а) Ti-5Nb, (б) Ti-25Nb, (в) Ti-50Nb; 30В: (г) Ti-5Nb, (д) Ti-25Nb, (е) Ti-50Nb

Геометрические параметры полученных нанотрубок представлены в таблице.

Геометрические параметры нанотрубок на поверхности Ti и его сплавов

Материал подложки	Напряжение анодирования, В	Средний диаметр нанотрубок, нм	Средняя длина нанотрубок, нм	Средняя скорость роста нанотрубок, нм/мин
Ti [4]	60	98±16	1410±60	47
	30	53±10	909±50	30
Ti-5Nb	60	76±18	2551±50	85
	30	52±11	364±80	12
Ti-25Nb	60	99±20	7400±500	247
	30	48±10	1330±60	44
Ti-50Nb	60	106±22	14644±1420	488
	30	54±13	1020±60	34

Средний диаметр нанотрубок лежит в интервале 40-120 нм, как для нанотрубок, полученных другими методами и на других подложках [2, 4].

Наблюдался значительный рост диаметра нанотрубок при увеличении напряжения анодирования. В то время как значительного влияния концентрации Nb в подложках на средний диаметр нанотрубок не выявлено. Средние значения скорости роста, как видно из таблицы, возрастает при увеличении напряжения между электродами. Кроме того, видно, что средняя длина нанотрубок увеличивается при увеличении напряжения анодирования аналогично результатам, полученным в работах других авторов [2]. Нанотрубки, сформированные при напряжении 60 В, демонстрируют зависимость увеличения средней длины нанотрубок по мере увеличения концентрации Nb в сплаве. Данная зависимость может быть обусловлена разницей в скорости травления оксидов титана и ниобия в фтор содержащем электролите [5].

ЭДРС показала снижение концентрации Ti и Nb после проведения анодирования обусловленное наличием кислорода в структуре нанотрубок.

Метод электрохимического анодирования позволил сформировать нанотрубки на Ti-Nb подложках. Нанотрубки обладают однородной четко выраженной трубчатой структурой, стенки трубок гладкие. Установлено, что средняя длина нанотрубок и скорость роста увеличиваются при увеличении напряжения анодирования и концентрации Nb в Ti сплавах. В то время как, значительного влияния концентрации Nb в Ti сплавах на средний диаметр нанотрубок не наблюдалось, однако, среднее значение диаметра нанотрубок также увеличивается при повышении напряжения анодирования.

Авторы выражают благодарность Игнатову В.П. (Томский политехнический университет). Исследование выполнено при поддержке РФФИ (проект № 15-13-00043).

Литература

1. Khan S.N., Tomin E., Lane J.M. Clinical applications of bone graft substitutes // Orthopedic Clinics. – 2000. – Vol. 31, No. 3. – С. 389–398.
2. Ding D. et al. Anodic fabrication and bioactivity of Nb-doped TiO₂ nanotubes // Nanotechnology. – 2009. – Т. 20. – №. 30. – С. 305103.
3. Minagar S. et al. A review of the application of anodization for the fabrication of nanotubes on metal implant surfaces // Acta biomaterialia. – 2012. – Т. 8. – №. 8. – С. 2875-2888.
4. Chernozem R. V., Surmeneva M. A., Surmenev R. A. Influence of anodization time and voltage on the parameters of TiO₂ nanotubes // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – IOP Publishing, 2016. – Т. 116. – №. 1. – С. 012025.
5. Ghicov A. et al. TiO₂-Nb₂O₅ nanotubes with electrochemically tunable morphologies // Angewandte Chemie International Edition. – 2006. – Т. 45. – № 42. – С. 6993-6996.

ОСОБЕННОСТИ СТРУКТУРЫ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ БАКТЕРИИ *HELICOBACTER PYLORI*

Р.М. Нафикова

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

*Уфимский государственный авиационный
технический университет, г. Уфа*

Helicobacter pylori (*H. pylori*) – спиралевидная грамотрицательная бактерия, которая инфицирует различные области желудка и двенадцатиперстной кишки. Многие случаи язв желудка, гастритов, дуоденитов, и, возможно, некоторые случаи лимфом желудка и рака желудка этиологически связаны с инфекцией *Helicobacter pylori* [1].

Эта необычная бактерия обитает в особом пилорическом отделе желудка, за счет чего она стала так называться. Доказано, что она легко противостоит мощному разрушающему действию типичной кислотной среды желудка. С помощью своих жгутиков данная бактерия без труда перемещается в слизистых стенках желудка, а также может на них закрепляться.

Заражение опасным микроорганизмом происходит через загрязненную пищу и воду, а также в результате контакта с носителем бактерии. Чтобы получить инфекцию, иногда достаточно съесть грязные овощи, не помыть руки перед едой или воспользоваться чужой посудой. Кроме того, вредные микроорганизмы передаются через слюну или мокроту, которая выделяется при кашле, при этом важной их особенностью является невозможность существовать в воздухе. Стоит также отметить, что хеликобактер пилори считается семейным заболеванием, так как последние исследования доказали, что если хотя бы один из членов семьи заражается данным микроорганизмом, все остальные ее представители окажутся инфицированными с вероятностью в 95%, а также в группу риска попадают люди (друзья, коллеги по работе), которые часто контактируют с больным [2].

Нередко человек может даже не подозревать о том, что он инфицирован опасным микробом. Хеликобактер пилори начинает активизироваться в период ослабления организма, после сильного стресса, ангины или даже резкого изменения режима питания, при этом человек начинает совершенно безрезультатно лечиться от различных заболеваний, не понимая, что с ним происходит.

Обязательно необходимо обратить внимание на следующие признаки хеликобактер пилори: частые запоры или поносы, аллергия, чрезмерная

ломкость ногтей и грибковые заболевания, неприятный запах изо рта при отсутствии проблем с зубами, а также выпадение волос.

Помимо этого, симптомом наличия в организме вредной бактерии является периодически повторяющаяся боль в области желудка, которая, как правило, прекращается после приема пищи. Она может сопровождаться такими явлениями как изжога, тошнота, рвота, плохая усваиваемость любых мясных продуктов, сильная тяжесть в желудке.

Разрабатываемая информационно-измерительная система позволит быстро и безболезненно выявлять хеликобактерную инфекцию. Метод основан на факте выделения бактерией фермента уреазы. Диагностика дыхательная. На диагностику потребуется не более 10 минут.

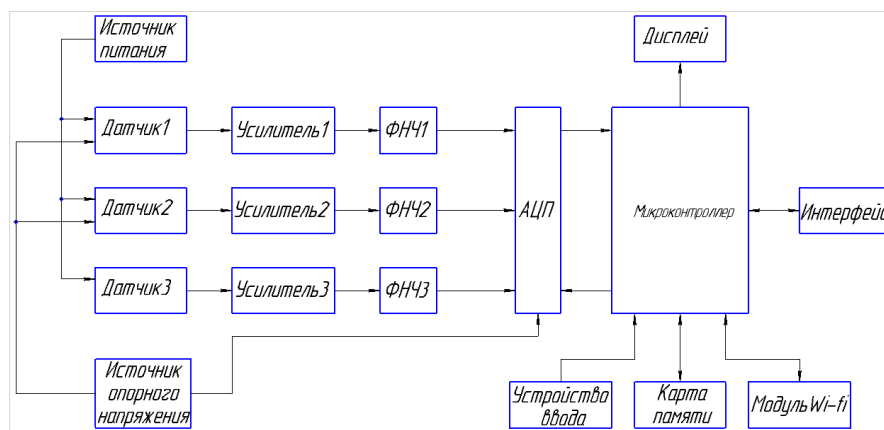
Структурная схема предлагаемой системы приведена на рисунке.

В системе предполагается использовать несколько датчиков, это связано с наличием перекрёстной чувствительности, и может оказать влияние на результаты эксперимента. Выбраны полупроводниковые датчики TGS2620, TGS2444, TGS6810 фирмы Figaro.

✓ TGS 2444 предназначен для измерения концентрации аммиака в пределах от 10 до 100 м. д. (миллионных долей).

✓ TGS 2620 обладает высокой чувствительностью к парам органических растворителей и в частности, паров алкоголя в газовой смеси.

✓ TGS 6810 имеет чувствительность к летучим органическим соединениям способный обнаруживать метан и изобутан.



Структурная схема информационно-измерительной системы неинвазивной диагностики бактерии *Helicobacter pylori*

В измерительную камеру с датчиками 1, 2, 3, нагреватели которых питаются от источника питания, а чувствительные элементы - от источника опорного напряжения, подается воздух, выдыхаемый пациентом.

Сформированный каждым датчиком электрический сигнал поступает на усилители 1, 2, 3 и на ФНЧ 1, 2, 3. Затем усиленный и отфильтрованный сигнал поступает на программируемый АЦП, в котором производится цифровая оценка уровня сигнала.

Оценочные данные с АЦП передаются микроконтроллеру. Микроконтроллер является главным управляющим устройством системы, контролирует параметры работы схемы и обрабатывает результаты измерений. Обработанные данные высвечиваются на дисплее. С помощью клавиатуры пользователем осуществляются установка параметров системы, отправка контроллеру команд о передаче и записи данных, запуск и остановка измерения. Пользователь может задать режим работы системы и параметры измерения, отправить данные по USB, либо записать на флэш-карту.

Модуль Wi-Fi обеспечивает беспроводную связь устройства с принтером для того, чтобы результаты можно было сразу распечатать, а также с телефоном и компьютером.

У различных датчиков питание варьируется от 2,5 В до 5 В. Для приведения диапазона изменения выходного сигнала к диапазону измерения АЦП требуется нормирование сигнала. Также сигнал датчиков, особенно при низких концентрациях газовой смеси, изменяется достаточно медленно (время реакции может составлять до нескольких минут). Поэтому целесообразно предусмотреть фильтрацию сигнала, установив в цепь звено ФНЧ. Т.к. сигнал с диагонали мостовой схемы включения датчика не привязан к «земле» схемы, требуется входной каскад с дифференциальным входом.

Интерфейс USB может быть использован для сбора и обработки данных на ПК, что может быть полезно для централизованного сетевого сбора статистики инфицированности.

Флэш-карта может быть использована в качестве дневника при ведении лечения, а также как временное хранилище данных при невозможности сбора последних с помощью ПК.

Достоинства метода: метод неинвазивный, простой в исполнении, не требует высокой квалификации персонала, быстрый (выполняется за 10 минут) безопасный и комфортный для обследуемого пациента.

Литература

1. Медицинский портал «Хеликобактер пилори – симптомы и лечение» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://mymedicalportal.net/234-helikobakter-pilori.html>

2. «Причины, симптомы и лечение бактерии хеликобактер пилори» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.bediva.ru /diagnostics/helikobakter-pilori-prichiny-simptomy-i-lechenie.html>

3. Методы диагностики хеликобактериоза / под ред. А. В. Козлова, В. П. Новиковой. СПб.: Диалектика, 2008. 88 с.

БИОРЕЗОРБИРУЕМЫЕ МАТРИКСЫ ИЗ ПОЛИМОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ КАК СРЕДСТВО ДЛЯ АДРЕСНОЙ ДОСТАВКИ ПАРАЦЕТАМОЛА

А.А. Ракина^{1,2}, Т.И. Спиридонова²
Научный руководитель: к.ф.-м.н. С.И. Твердохлебов²

¹*Национальный исследовательский
Томский государственный университет, г. Томск*

²*Национальный исследовательский
Томский политехнический университет, г. Томск*

В последние десятилетия во всех областях медицины наблюдается тенденция перехода от общей терапии к адресной доставке лекарственных средств, что позволяет уменьшить токсическое воздействие препаратов на неповрежденные области организма, снизить иммунный отклик и риск появления побочных эффектов от их применения [1]. Одними из наиболее перспективных материалов в качестве агентов для доставки препаратов представляются синтетические биodeградируемые матриксы на основе полимолочной кислоты (PLA), получаемые методом электроспиннинга. Такие скаффолды могут быть использованы как системы доставки лекарств из-за высокого значения отношения площади поверхности к объему (что усиливает массоперенос), контролируемой морфологии и пористости, что делает их идеальными кандидатами в качестве активных имплантатов/каркасов. В связи с не снижающейся потребностью практической медицины в антибактериальных препаратах и их токсичностью создание средств локальной терапии представляется актуальной задачей. Целью данного исследования было создание опытных образцов матриксов на основе полимолочной кислоты и парацетамола, исследование физических свойств получаемых материалов и оценка темпов выхода лекарственного препарата в буферную среду, имитирующую биологические жидкости.

Для приготовления прядильных растворов был использован полилактид (PLA) $M \sim 38$ кДа (Corbion Purac, Нидерланды) как основа матрикса, гексафторизопропанол (ГФИП) как растворитель, парацетамол (Shandong Xinhua Pharmaceutical, Китай), как активный агент. Для моделирования жидких сред организма готовился раствор фосфатно-солевого буфера ($pH = 7,2-7,4$), который получали путем смешивания 100 мл дистиллированной воды с 1 таблеткой порошка фосфатно-солевого буфера (Биолот, Россия). Для приготовления раствора с действующим веществом добавляли дополнительно порошок парацетамола в концентрации 2, 8 и 16 масс. %.

Механические свойства материалов оценивали методом испытаний на растяжение согласно ГОСТ 15902.2-2003. (соответствует ISO 9073-2:1995)

Кристалличность материалов оценивали путем проведения рентгенофазового анализа (РСА). Оценку смачиваемости и измерение величины поверхностной энергии проводили по методу сидячей капли, вычисление поверхностной энергии – по методу ОРВК (метод Оуенса, Вендта, Рабеля и Кьельбле). Для исследования морфологии волокон синтезированного материала, образцы исследовались с помощью сканирующей электронной микроскопии (СЭМ). ВЭЖХ проводили на хроматографе Милихром А-02 с использованием колонки С18 (3,5 мкм, 75 мм × 2 мм, Милихром, Россия) при 35 °С. Методом электроспиннинга получали семь групп экспериментальных образцов: четыре группы однослойных материалов, получаемых при единовременном электроспиннинге восьми миллилитров каждого из (образцы «контроль», «2п», «8п», «16п») и три группы композитных материалов. Полученные структуры схематично представлены на рис. 1.

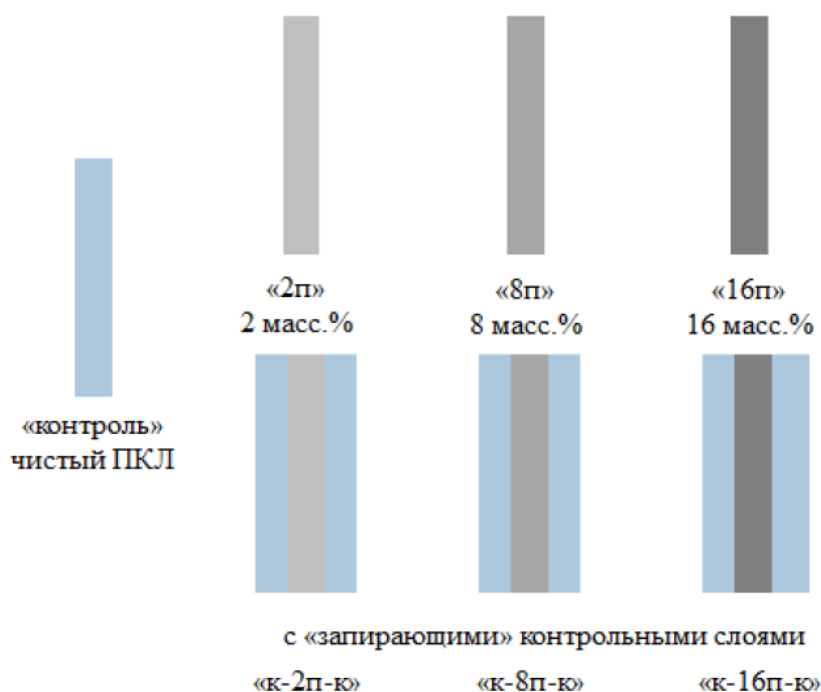


Рис. 1. Группы экспериментальных образцов и их условные обозначения

Полученные электроспиннингом образцы на макроскопическом уровне представляли собой однородные листовые материалы. В результате проведенных механических испытаний для каждой группы образцов были получены пять кривых «напряжение – деформация». Как для однослойных, так и для трехслойных материалов наблюдалось чистое растяжение без участка текучести. Таким образом, материалы способны выдерживать значительные нагрузки и обеспечивать относительное удлинение до 1000%, однако подобная деформация необратима. Измерение контактного угла смачивания водой показали, что все образцы (включая трехслойные, так как внешний слой идентичен образцу «контроль») обладают гидрофобной поверхностью, за исключением образца «8п». Все полученные

кинетические зависимости высвобождения парацетамола из образцов каждой группы для 1 часа эксперимента представлены на рисунке 2. Для однослойных образцов характерен эффект резкого скачка количества вышедшего ЛС до значений, превышающих половину от загруженного количества, что говорит о локализации большего количества ЛС на поверхности волокон. Таким образом, основной процесс высвобождения из однослойных материалов происходит в 10-30 минут от начала эксперимента и обусловлен преимущественно переходом в раствор локализованного на поверхности волокон вещества. Немгновенность процесса обусловлена высокой пористостью материала. Образцы трехслойных материалов показали качественно и количественно другую кинетику высвобождения парацетамола. В отличие от однослойных материалов, для них не наблюдается резкий скачок количества вышедшего вещества, но наблюдается постоянный его рост в течение 4 суток.

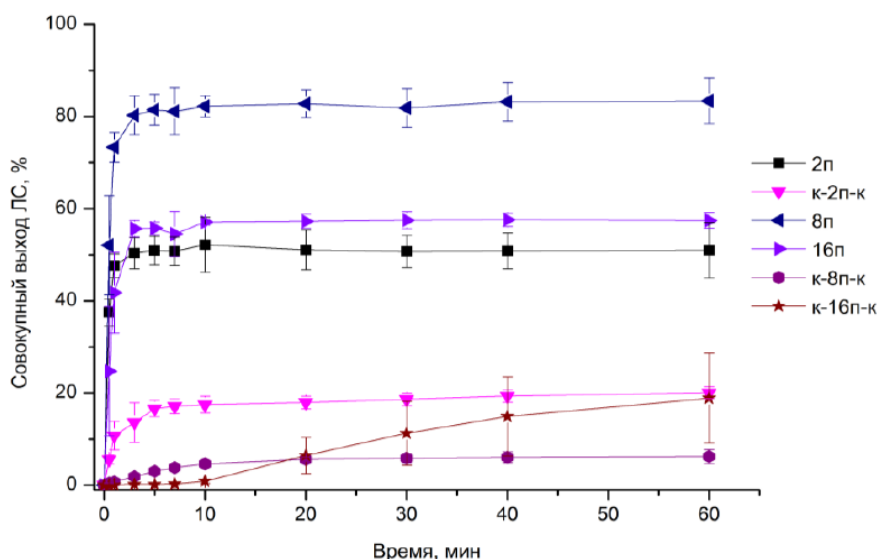


Рис. 2. Кинетические кривые высвобождения парацетамола из полимерных матриц на основе PLA

По прошествии 4 суток совокупных выход парацетамола из образцов составил: «2п» – 43 ± 7 %, «8п» – 21 ± 12 %, «16п» – 35 ± 9 %, что показывает эффективность применения «запирающих» слоев для предотвращения эффекта резкого скачка.

Исследования выполнены при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации, соглашение № 14.575.21.0140 (уникальный идентификатор проекта RFMEF157517X0140) в рамках ФЦП на 2014-2020 гг.

Литература

1. Cui W. et al. Investigation of drug release and matrix degradation of electrospun poly (DL-lactide) fibers with paracetamol inoculation // Biomacromolecules. – 2006. – Т. 7. – №. 5. – С. 1623-1629.

АНАЛИЗ И УЛУЧШЕНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК АППАРАТА ИЛИЗАРОВА

К.А. Маслова

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

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

При установке аппарата Илизарова может произойти инфекционный процесс в области введенной спицы.

В статье предлагается получить спицы, обладающие улучшенными функциональными характеристиками путем нанесения на их поверхность, с помощью технологии электроплазменного напыления, модифицированных серебросодержащие ГА покрытий, что позволит снизить инфекционный процесс в области введения.

Выбор именно этих ионов связан с их биологической ролью в организме. Серебросодержащие ГА известны своей антибактериальной активностью. Серебро является мощным иммуномодулятором, под влиянием ионов серебра в организме повышается количество иммуноглобулинов.

Серебро при введении в организм концентрируется в очагах воспаления, опухолях, печени, почках, коже.

В настоящее время замещенные гидроксиапатиты широко исследуются и применяются в костной пластике, но достоверных сведений по технологии плазменного напыления таких гидроксиапатитов не найдено.

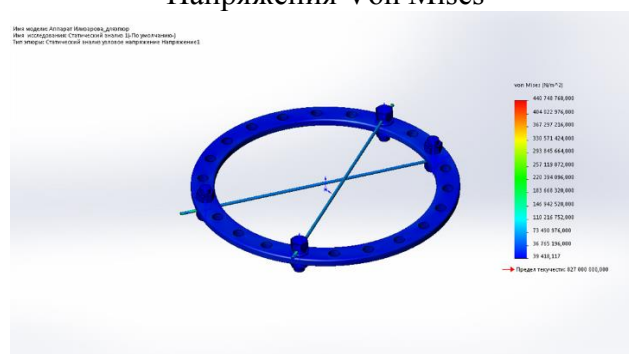
Исследование замещенных ГА покрытий, обладающих различными медико-биологическими свойствами (антибактериальными, остеостимулирующими и др.) позволит разработать технологию получения покрытий на поверхностях внутрикостных эндопротезов, которые будут обладать повышенными функциональными характеристиками.

Дополнительный остеointеграционный эффект достигается наличием в структуре плазмонапыленных покрытий наночастиц ГА.

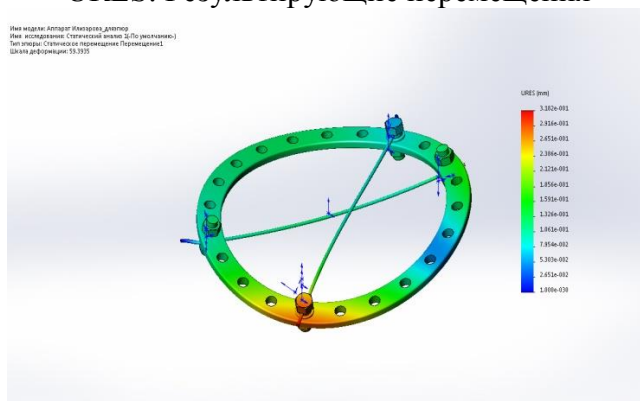
Но при всех плюсах ГА, материал на который мы наносим покрытие должен обладать твёрдостью, упругостью и биосовместимостью. В качестве такого материала предлагается Ti_3Au .

Исследование НДС проводилось в программе SW17 на спице и на кольцо, изготовленные из Ti_3Au , плотность 4480 кг/м^3 с пределом прочности на растяжение 146 ГПа (рисунок).

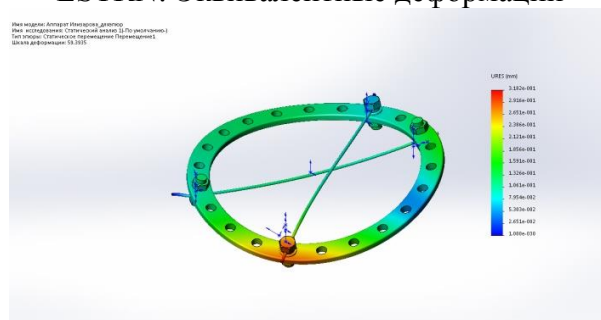
Ti₃Au Напряжения Von Mises



URES: Результирующие перемещения



ESTRN: Эквивалентные деформации



Анализ физических характеристик Ti₃Au

Исходя из проведенного исследования были получены результаты, показывающие, что напряжения по «Von Mises», результирующие перемещения, сплава Ti₃Au пригодны для использования. Можно сделать заключение, что физические характеристики спицы не изменятся, но процент приживаемости увеличивается. Напыление на спицу Ag-ГА повышает шансы пациента на здоровую и продолжительную жизнедеятельность.

Литература

1. <http://ortezsustava.ru/operatsii/ispolzovanie-apparata-ilizarova.html>
2. Баринов С.М., Комлев В.С. Биокерамика на основе фосфатов кальция – М.: Наука, 2005. – 204с.

3. Данильченко С.Н. Структура и свойства апатитов кальция с точки зрения биоминералогии и биоматериаловедения (Обзор) // Вісник СумДУ. Серія Фізика, математика, механіка. 2007. № 2. – С. 33-59.

4. Study of Properties of Silver-Substituted Hydroxyapatite and Biocomposite Nanostructured Coatings Based on It/ A. V. Lyasnikova , V. N. Lyasnikov, O.A.Markelova, O. A. Dudareva, S. J. Pichhidze, I. P. Grishina/ Biomedical Engineering. Vol. 49. No. 5, 2016, pp. 304-307.

5. Маслова К.А. Компрессионно-дистракционный аппарат Илизарова // Ljornal.ru: XXXI Международная научная конференция «Технология развития науки и образования». № 31. Ч. 4. Самара, 31 октября 2017 г. С. 11-12.

6. 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.

ВЛИЯНИЕ ЭЛЕКТРОФОРЕТИЧЕСКОГО ОСАЖДЕНИЯ НАНОЧАСТИЦ СЕРЕБРА И КАЛЬЦИЙФОСФАТА НА АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫЕ СВОЙСТВА АДДИТИВНО ПРИГОТОВЛЕННЫХ КОМПОЗИТОВ Ti6Al4V СПЛАВА

Е.А. Чудинова, М.А. Сурменева

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Р.А. Сурменев

Национальный исследовательский

Томский политехнический университет, г. Томск

Специфика структуры и свойств костных тканей, а также процессов репаративного остеогенеза обуславливает высокие требования, предъявляемые сегодня, как к материалам, которые должны обладать выраженным остеокондуктивным и остеоиндуктивным потенциалом, так и к технологиям производства этих изделий. Одним из наиболее перспективных вариантов решения этих проблем, является применение передовых аддитивных технологий, обеспечивающих послойный синтез металлических матриц заданной архитектоники [1]. Однако, материалы, используемые для формирования трехмерных структур, в частности, титан и его сплавы – биоинертны, в связи с этим стоит вопрос о модифицировании поверхности.

Применение кальцийфосфатных наночастиц (СаРНЧ) может улучшить совместимость имплантата и костной ткани за счет высокого сходства с костным минералом [2], также СаРНЧ могут быть использованы для доставки (био)молекул в организме и в клетки. Кроме этого, существует

проблема образования бактериальных инфекций при использовании имплантатов. Заражения, связанные с их применением, являются результатом адгезии бактерий и последующего формирования микробных биопленок в месте имплантации. Одним из вариантов решения проблемы имплантат-ассоциированных инфекций является нанесение на заменители кости специальных покрытий, в частности, из наночастиц серебра (AgHЧ), обеспечивающих локальное длительное по времени высвобождение антибактериальных веществ в непосредственной близости от имплантата [3]. Одним из наиболее прогрессивных технологических способов нанесения покрытия из наночастиц является метод электрофоретического осаждения (ЭФО).

В связи с вышеуказанным, целью данной работы являлось исследование влияния модифицирования поверхности скэффолдов титанового сплава Ti6Al4V наночастицами CaP , Ag и комбинированным слоем наночастиц ($\text{Ag}+\text{CaP}$) на смачиваемость поверхности и антибактериальные свойства.

Материалом для исследования послужили скэффолды на основе титанового сплава Ti6Al4V , приготовленные одним из методов аддитивных технологий – электронно-лучевым плавлением на установке ARCAM A2 EBM® (Швеция).

Синтезирование отрицательно заряженных AgHЧ осуществлялось методом химического восстановления нитрата серебра, поливинилпирролидон (PVP) был использован в качестве стабилизатора, глюкоза послужила восстановителем. Необходимые концентрации пентагидрата лактата кальция $[\text{CH}_3\text{CH}(\text{OH})\text{COO}]_2\text{Ca} \cdot 5\text{H}_2\text{O}$, гидрофосфата аммония $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ и полиэтиленimina (PEI) в качестве стабилизатора для синтеза CaPHЧ были рассчитаны с помощью химических формул. Концентрации осажденных CaP - и AgHЧ определялись с помощью атомно-абсорбционного спектрофотометра (ААС) Shimadzu 6800 (Япония), который дает возможность определять концентрацию элементов порядка 10^{-3} мкг/мл. ЭФО осуществлялось при постоянном напряжении 50 В в течение 30 мин, расстояние между двумя электродами составляло 3 мм. Морфология поверхности была исследована с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ) ESEM Quanta 400 FEG (США) со встроенным энергодисперсионным рентгеновским анализатором (ЭДРА). Измерение контактного угла (КУ) смачивания осуществлялось при помощи метода сидячей капли на оборудовании OCA 15 Plus (Германия). Проведение экспериментов осуществлялось при температуре 25 ± 1 °С. На каждый образец было посажено минимум 10 капель. Антибактериальная активность скэффолдов оценивалась по отношению к грамположительным бактериям *Staphylococcus Aureus*, которые были культивированы в жидкой среде «Nahrbouillon» (NB) в шейкер-инкубаторе при температуре 37 °С в течение 12 часов. Для идентификации бактерий на образцах, они были окрашены с использованием SYTO 86. Отслеживание

роста стафилококков осуществлялось с помощью флуоресцентного микроскопа Zeiss Observer Z1 (Германия).

Согласно данным микроскопии, распределение AgНЧ наблюдалось по всей поверхности относительно равномерное, наночастицы имеют сферическую форму (рисунок 1а). Их диаметр, в соответствии с СЭМ, составил около 90 ± 10 нм. По результатам ААС, содержание Ag на поверхности – $0,026 \pm 0,009$ мг/см².

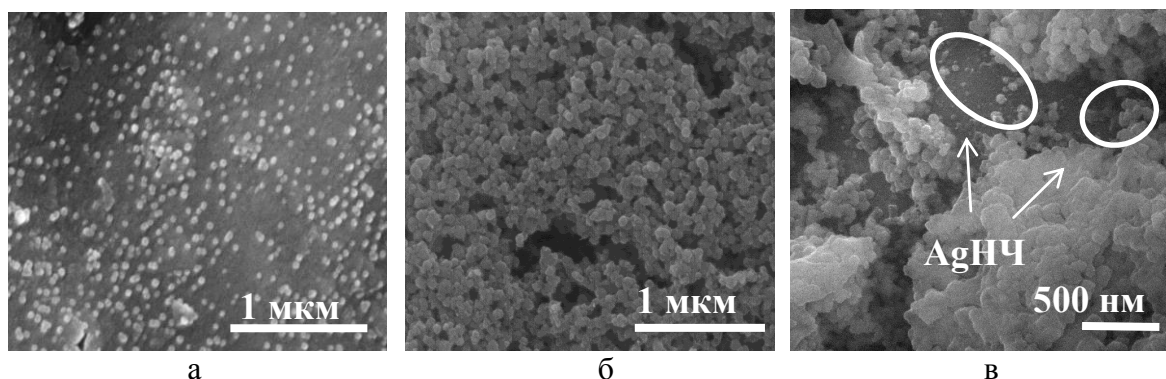


Рис. 1. Фотографии поверхности титановых скэффолдов с AgНЧ (а), CaНЧ (б) и комбинированным слоем (Ag+CaP)НЧ (в)

Для скэффолдов с электрофоретически осажденными CaНЧ (рисунок 1 б) также характерно равномерное распределение наночастиц сферической формы по всей поверхности, размер которых, согласно СЭМ, составил 100 ± 20 нм. Содержание Ca, определенное с помощью ААС, составило $0,767 \pm 0,253$ мг/см². Согласно СЭМ (рисунок 1в), наночастицы (Ag+CaP), полученным последовательным осаждением (CaНЧ осаждались на AgНЧ) имеют также сферическую форму.

По результатам ЭДРА, было подтверждено присутствие серебра на поверхности скэффолда с осажденными AgНЧ (рисунок 2 а), в композитах с покрытием из CaP- и (Ag+CaP)НЧ (рисунок 2 б,в) было выявлено наличие Ca, P, Ti, Al, V, C и O. Стехиометрическое соотношение Ca/P, характеризующее биосовместимые свойства, составило для CaНЧ – 1,41, для комбинированного покрытия – 1,13.

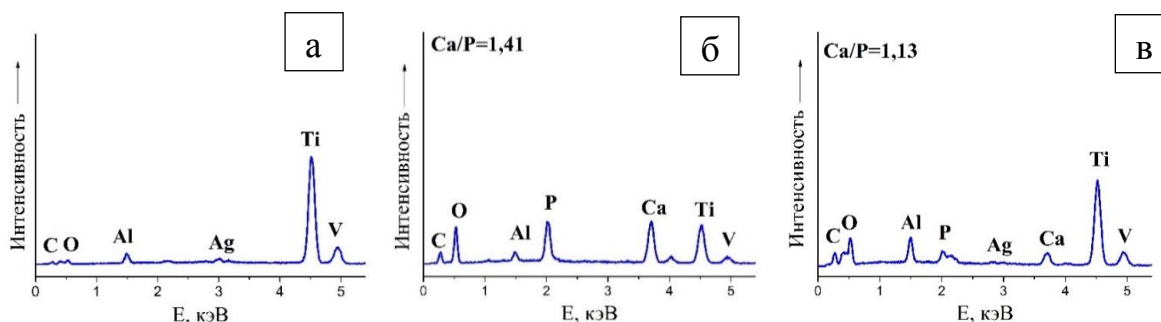


Рис. 2. ЭДРА-спектры скэффолдов с покрытием на основе AgНЧ (а), CaНЧ (б), (Ag+CaP)НЧ (в)

В таблице представлены значения смачиваемости, оказывающей влияние на адгезию и жизнеспособность клеток.

Смачиваемость и свободная поверхностная энергия покрытий

Параметры		Ti6Al4V	Ti6Al4V + AgНЧ	Ti6Al4V +CaPНЧ	Ti6Al4V + Ag+CaPНЧ
Контактный угол, °	Вода	95.94±0.85	54.71±0.68	$< 5^\circ$ капля растекается	
	Дийодметан	41.64±0.27	22.36±0.23		
	Этилен-гликоль	61.73±0.43	14.97±0.33		
Свободная поверхностная энергия, мН/м		38.40 ±4.84	45.16±5.24		
Полярная, мН/м		0.39±0.03	16.85±2.03		
Дисперсионная, мН/м		38.01±4.05	28.31±3.16		

Значения КУ при нанесении AgНЧ уменьшились ($< 90^\circ$), поверхность стала гидрофильной. В случае с CaPНЧ и комбинированным покрытием капля мгновенно растекалась, что говорит о супергидрофильности поверхности. Значение свободной поверхностной энергии после осаждения AgНЧ увеличилось.

На диаграмме ниже (рис. 3) представлено численное количество бактерий на скэффолдах на начало эксперимента, через 3 и 17 часов.

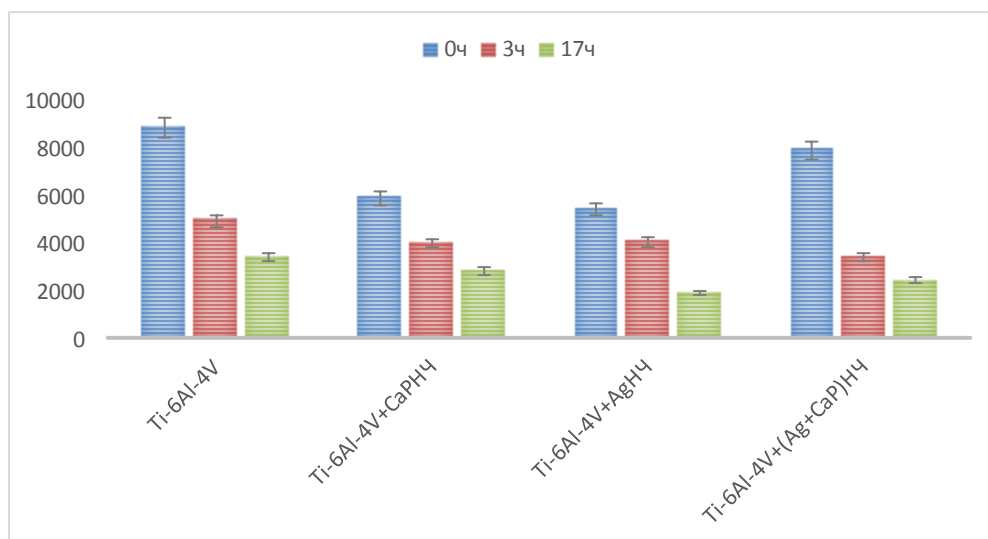


Рис. 3. Количество бактерий на образцах титанового сплава Ti6Al4V с CaPНЧ, AgНЧ и (CaP+Ag)НЧ на начало эксперимента, через 3 и 17 часов

Численность бактерий на скэффолдах с CaP- и AgНЧ значительно меньше для каждого временного промежутка в сравнении с контроль образцом. В работе [4] сообщается, что на бактериальное взаимодействие с твердыми подложками могут влиять различные субъекты, присутствующие

в суспензионной среде: вода, положительно и отрицательно заряженные ионы в растворе, заряженные группы элементов, присутствующие в бактериальной оболочке, кислотнo-щелочная среда. Кроме того, одной из причин может являться смачиваемость поверхности. Так, авторы [5] отмечают, что поверхность с более высокой гидрофобностью приводит к большей адгезии бактерий и образованию биопленки. Также, в случае кальций-фосфатных наночастиц уменьшение численности бактерий может быть обусловлено использованием PEI в качестве стабилизатора НЧ, поскольку, как указывают в [6], это приводит к резкому снижению бактериальной активности образцов, т.к. данный полимер является ингибитором для бактерий, т.е. препятствует их адгезии на поверхности. Таким образом, наблюдается бактерицидный эффект. В случае с серебросодержащими наночастицами уменьшение количества бактерий обусловлено антибактериальным эффектом, которым обладает серебро.

Заключение. В ходе работы были синтезированы наночастицы кальций-фосфата, серебра диаметром 100 ± 20 нм и 90 ± 10 нм, соответственно, и осаждены методом электрофореза. В результате исследований установлена зависимость между морфологией и составом поверхности и её гидрофильными свойствами. Выяснено, что электрофоретическое осаждение наночастиц серебра приводит к снижению контактного угла смачивания ($55 \pm 1^\circ$, подложка сплава Ti6Al4V- $96 \pm 1^\circ$) и росту поверхностной энергии $45,2 \pm 5,2$ мН/м). Для скэффолдов с CaPНЧ и комбинированным осаждением (Ag+CaP)НЧ угол составил $< 5^\circ$, что говорит о супергидрофильности поверхности. Результаты исследования антимикробной активности наночастиц показали тенденцию уменьшения количества бактерий на скэффолдах со всеми типами наночастиц.

Авторы выражают благодарность А. Коптюгу (Университет центральной Швеции), М. Эппле, К. Лозе (Университет Дуйсбург-Эссен, Германия) и А. Лапанье (Институт Йозефа Стефана, Словения) за возможность проведения совместных исследований и помощь в экспериментах. Работа выполнена при финансовой поддержке РФФ 15-13-00043, в рамках программы немецко-российского междисциплинарного научного центра G-RISC.

Литература

1. Wang P. et al. Recent progress of additive manufactured Ti-6Al-4V by electron beam melting //Proceedings of the 2016 Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium (SFF Symp 2016), Austin, TX, USA. – 2016. – С. 8-10.
2. Cai Y., Tang R. Calcium phosphate nanoparticles in biomineralization and biomaterials //Journal of Materials Chemistry. – 2008. – Т. 18. – №. 32. – С. 3775-3787.

3. Gupta K. et al. Photocatalytic antibacterial performance of TiO₂ and Ag-doped TiO₂ against *S. aureus*, *P. aeruginosa* and *E. coli* //Beilstein journal of nanotechnology. – 2013. – Т. 4. – №. 1. – С. 345-351.

4. Wang B. L. et al. Fast and long-acting antibacterial properties of chitosan-Ag/polyvinylpyrrolidone nanocomposite films //Carbohydrate polymers. – 2012. – Т. 90. – №. 1. – С. 8-15.

5. Rodriguez-Blanco J. D., Shaw S., Benning L. G. The kinetics and mechanisms of amorphous calcium carbonate (ACC) crystallization to calcite, via vaterite //Nanoscale. – 2011. – Т. 3. – №. 1. – С. 265-271.

6. Beyth N. et al. Surface antimicrobial activity and biocompatibility of incorporated polyethylenimine nanoparticles //Biomaterials. – 2008. – Т. 29. – №. 31. – С. 4157-4163.

РАЗРАБОТКА ПОГЛОЩАЮЩИХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ РЕЖУЩИХ СВОЙСТВ ЛАЗЕРНОГО СКАЛЬПЕЛЯ

Е.Н. Галаганова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Е.В. Панфилова

*Московский государственный технический университет
имени Н.Э. Баумана, г. Москва*

В настоящее время тонкопленочные структуры и покрытия широко используются не только в микроэлектронике и машиностроении, но также находят свое применение в таких областях науки, как биология и медицина. С 1966 года в медицине применяется лазерный скальпель – устройство, которое можно применять в труднодоступных местах, он гарантирует высокую степень стерильности и обеспечивает наименьшую травматичность кожных покровов и внутренних органов (рис 1.) [1].

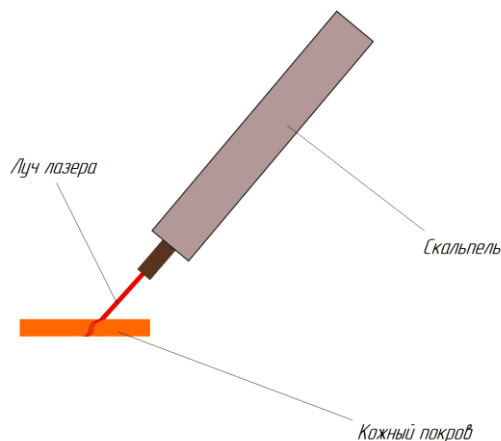


Рис. 1. Лазерный скальпель

При проведении литературного анализа особое внимание было уделено работе группы учёных, которые проводили оценку режущих свойств лазерного скальпеля и установили, что применение поглощающих покрытий способствует увеличению скорости резания при проведении резекции [2]. В качестве поглощающего покрытия можно использовать тонкие пленки оксинитрида титана, нанесенные методом реактивного магнетронного распыления. Данный метод позволяет контролировать осаждение пленок и использовать недорогие исходные материалы высокой чистоты [3]. В результате экспериментальных исследований было выявлено, что одним из наиболее существенных варьируемых факторов процесса является отношение расходов рабочих газов $Y_{Ar} : Y_{N_2,O_2}$. На рис. 2 представлена кривая коэффициента отражения покрытия, полученного при $Y_{Ar} = 0,8$ и $Y_{N_2,O_2} = 2,20$ [4]. На данном рисунке видно, что в ближнем ИК – диапазоне излучения наблюдается резкое падение коэффициента отражения на длинах волн от 950 до 970 нм. Исходя из связи между коэффициентом поглощения и отражения:

$$\varepsilon = 1 - \alpha \quad (1),$$

можно судить о том, что в этом диапазоне длин волн наблюдается резкое увеличение коэффициента поглощения.

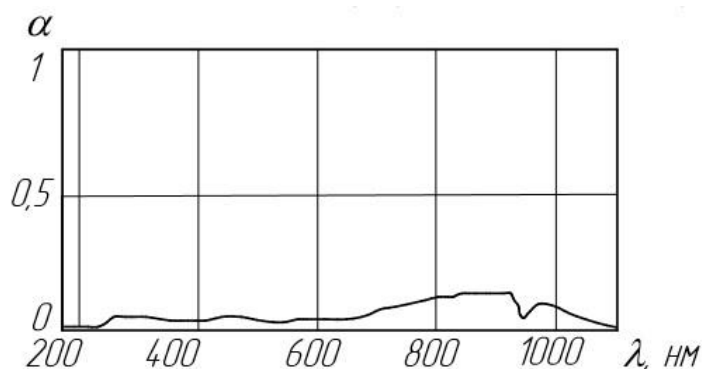


Рис. 2. Спектр отражения плоского цельнолистового коллектора солнечной энергии

Полученные пленки продемонстрировали высокие поглощающие свойства, однако их можно улучшить посредством интеграции инверсных опаловых структур с фотонной запрещенной зоной на заданном диапазоне излучения в структуру тонких пленок оксинитрида титана.

Формирование инверсной структуры происходило следующим образом. Для данной цели на очищенную подложку был нанесен тонкий слой коллоидного кремнезема со структурой ОМ. Затем на него методом магнетронного распыления была осаждена тонкая пленка меди, далее пленочная композиция была отделена от подложки, а сферы кремнезема вытравлены. Полученная структура и технология ее формирования представлены на рис. 3.

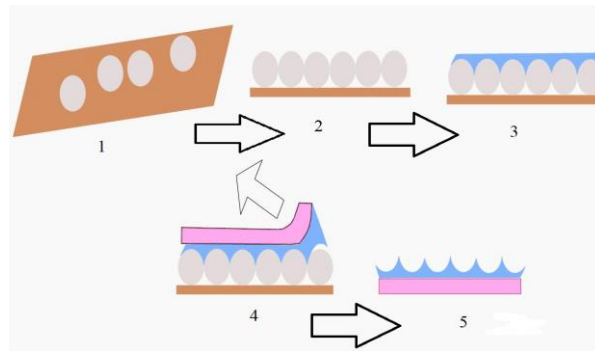


Рис. 3. Получение пленочной инверсной опаловой структуры

На основании результатов исследования образцов полученных структур предполагается выявить оптимальные режимы формирования композиции опаловых структур и тонких пленок, осаждаемых на них.

Для совершенствования режимов резания лазерного скальпеля необходимо разработать технологию изготовления поглощающих покрытий с эффективным результатом для длины волны лазера в ближнем ИК диапазоне. Для этого целесообразно применять покрытия, полученные с использованием опаловых матриц.

Литература

1. Применение диодного лазерного скальпеля в амбулаторной хирургической стоматологии // [Электронный ресурс] / А.А.Кулаков, Л. А. Григорьянц, А.С. Каспаров, В.П. Минаев. ФГУ «Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии Росмедтехнологий». Режим доступа: http://www.prostomatology.ru/files/publications/diod_skalp.pdf – Дата обращения: 08.12.2017.

2. Оценка режущих свойств лазерного скальпеля, оснащенного сильно поглощающим покрытием оптического волокна / В.В. Елагин, М.А. Шахова, М.М. Карабут, Д.С. Кузнецова, В.И. Бредихин, Н.Н. Проданец, Л.Б. Снопина, О.С. Баскина, А.В. Шахов, В.А. Каменский // Современные технологии в медицине. – 2015. – № 3. – Т. 7. – С. 55-60.

3. В.В. Пинаев. Технология осаждения пленок оксинитрида титана методом реактивного магнетронного распыления : дис. ... канд. техн. наук: 05.27.06 / Пинаев Вячеслав Владимирович; [Место защиты: С.-Петерб. гос. электротехн. ун-т (ЛЭТИ)]. – СПб., 2011. – 143 с.: ил. РГБ ОД, 61 12-5/862.

4. Галаганова Е.Н. Разработка технологии изготовления тонкопленочных покрытий для абсорберов солнечной энергии/«Вакуумная техника, материалы и технология» /под ред. д. т. н., проф. С.Б. Нестерова. М.: НОБЕЛЛА, 2017 – С. 113-117.

5. Доброносова А.А., Панфилова Е.В. Исследование образцов опаловых пленок со сформированным на них массивом наночастиц. Вакуумная техника, материалы и технология: материалы XI Междунар. науч.-техн. конф. – М., 2016. – С. 152-157.

ФОРМИРОВАНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ СВОЙСТВ МИКРОЧАСТИЦ КАРБОНАТА КАЛЬЦИЯ С НАНОЧАСТИЦАМИ МАГНЕТИТА НА НЕОРГАНИЧЕСКИХ НАНОВОЛОКНАХ

Н.В. Короневский, Р.С. Сергеев, М.С. Савельева, С.А. Сергеев
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент С.А. Сергеев

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

Физические свойства наночастиц активно изучаются [1,2]. Наночастицы магнетита (Fe_3O_4) находят применение в различных областях [3-6]: в медицине в качестве контраста для МРТ, для лечения онкологических заболеваний и адресной доставки лекарств [7,8], для сорбционной очистки воды от мышьяка, хрома, цинка, меди, серебра, свинца [9,10].

Наночастицы встраивают в объем пористых микрочастиц для увеличения их сорбционной способности [11-16]. Нетоксичные, биосовместимые, обладающие нейтральным РН ядра карбоната кальция нашли применение в различных областях благодаря простоте, малому времени изготовления и небольшим финансовым вложениям [17, 18].

Актуальны задачи создания неорганических материалов для применения в медицине. Тканевая инженерия объединяет принципы клеточной биологии, медицины и материаловедения для создания структур, позволяющих заменить поврежденный орган или ткань при трансплантации. Основная задача этого направления – разработка тканеинженерных каркасов для заселения и роста в них клеточных культур, имитирующих внеклеточный матрикс в живых тканях [19]. Такие каркасы на основе неорганических волокон используются в регенеративной костной медицине [20], волокна на основе полимеров применяются для ускорения регенерации нервных клеток [21], нетканые материалы на основе хитозана используются для изготовления раневых покрытий [22].

Одним из неорганических материалов для создания тканеинженерных каркасов является поликапролактон. В данной работе полученные методом электроформования волокна поликапролактона [23] покрывались микрочастицами карбоната кальция [24] с добавлением синтезированных наночастиц магнетита.

Синтез суспензии наночастиц магнетита (Fe_3O_4). Для получения суперпарамагнитных наночастиц магнетита использовался модифицированный метод Рене Массарта [25]. Были получены несколько образцов наночастиц магнетита различного размера и заряда поверхности.

Исследование свойств суспензии наночастиц магнетита. Размер наночастиц магнетита определяли с помощью установки Malvern Zetasizer

Nano ZS и сканирующего электронного микроскопа MIRA II LMU. Характеристики наночастиц магнетита, на основе которых проводился синтез ядер карбоната кальция: образец M1 – средний размер 46 нм, потенциал 22 мВ; M2 – 19 нм и 30 мВ. Химический состав наночастиц соответствует магнетиту (Integra Spectra). Суспензия обладает магнитными свойствами.

Электроформование волокон ПКЛ проводилось с использованием установки NS LAB 200 (Elmarko, Чехия). Раствор полимера помещали в шприц, через иглу которого выпускался полимер. К игле прикладывалось напряжение, и полимер под действием электрического поля осаждался на заземленный коллектор. Средний диаметр волокон первого образца 800 ± 100 нм (рис. 1), второго – 100 ± 50 нм.

Синтез содержащих магнетит ядер карбоната кальция на волокнах. Были предложены два способа покрытия волокон поликапролактона микрочастицами карбоната кальция, модифицированного наночастицами магнетита. Первый метод заключается в предварительном смешивании растворов солей карбоната натрия и хлорида кальция с раствором Fe_3O_4 и дальнейшей ультразвуковой обработке в их смеси волокон поликапролактона (СЭМ изображения волокон на рис. 2). Второй метод заключается в первоначальной ультразвуковой обработке волокон поликапролактона в растворе магнетита и последующем добавлении растворов солей карбоната натрия и хлорида кальция [26-28].

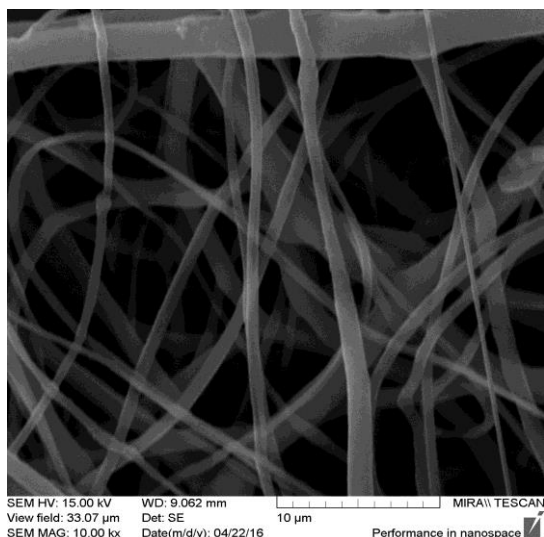


Рис. 1

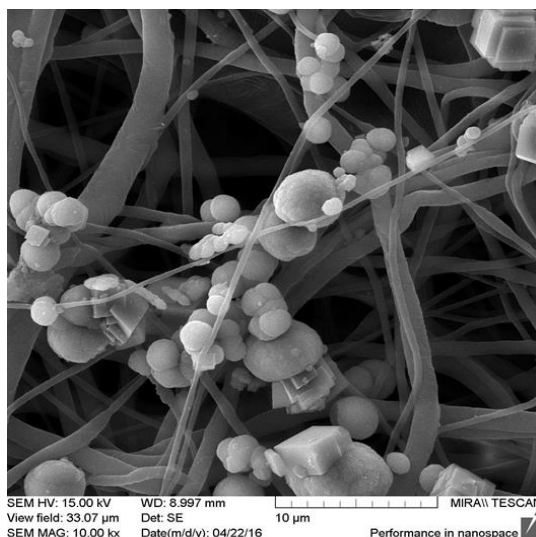


Рис. 2

Исследование выращенных на основе неорганических волокон микрочастиц CaCO_3 проводилось с помощью растровой электронной микроскопии (MIRA II LMU фирмы TESCAN). Измерение размеров микрочастиц и волокон в материале было проведено с использованием

полученных СЭМ изображений и программного обеспечения ImageJ. Анализу подвергалось 100 частиц и 100 волокон в каждом образце.

Проведено исследование влияния размера и концентрации наночастиц магнетита и концентраций солей карбоната натрия и хлорида кальция, а также времени стабилизации микрочастиц CaCO_3 на размеры полученных образований. Изучена перекристаллизация микрочастиц CaCO_3 из модификации ватерит в кальцит, в результате которой частицы теряют свои магнитные свойства. Образцы волокон были исследованы в СВЧ диапазоне и в постоянном магнитном поле.

Каждая из технологий получения имеет свои преимущества и недостатки, наиболее эффективная методика производства должна выбираться в зависимости от предполагаемого использования нановолокон.

Литература

1. Tang Z., Sheng P. Nano Science and Technology: Novel Structures and Phenomena. New York: Taylor and Francis, 2003. 272 p.
2. Jubb A.M. Vibrational Spectroscopic Characterization of Hematite, Maghemite, and Magnetite Thin Films Produced by Vapor Deposition // Appl. Mater.&Int. 2010. Vol. 10. P. 2804.
3. Investigation of absorption and reflection spectra of aqueous suspensions of nanoparticles in the X band of microwave bandwidth / S.A. Sergeev et al. // Saratov Fall Meeting 2006: Nanostructures and nanoparticles: fabrication, properties, and applications. P. 42.
4. Properties of magnetite nanoparticles synthesized through a novel chemical route / D. Thapa et al. // Materials Letters. 2004. Vol. 58 (21). P. 2692.
5. Сергеев С.А., Гулманов Э.Э., Сергеев Р.С. Исследование свойств водотопливных эмульсий с наночастицами магнетита на сверхвысоких частотах // В мире научных открытий. 2014. № 4(52). С. 148-160.
6. Коллоиды магнетита: получение и исследование свойств в СВЧ диапазоне / С.А. Сергеев и др. // Полупроводниковая электроника и молекулярные нанотехнологии: Сб. статей / Под общ. ред. проф. А.И. Михайлова. Саратов: ИЦ «Наука», 2013. С. 214-228.
7. Preparation of biocompatible magnetite nanocrystals for in vivo magnetic resonance detection of cancer / F. Hu et al. // Adv. Mater. 2006. Vol. 18. P. 2553.
8. Hu J. et al. Comparative study of various magnetic nanoparticles for Cr (VI) removal // Separation and Purification Technology. 2007. Vol. 56. P. 249.
9. Predescu A., Nicolae A. Adsorption of Zn, Cu and Cd from Waste Waters by Means of Maghemite Nanoparticles // U.P.B. Sci. Bull., Series B. 2012. Vol. 74 (1). P. 255.
10. The effect of nanocrystalline magnetite size on arsenic removal / J.T. Mayo et al. // Sci. Technol. Adv. Mater. 2007. Vol. 8. P. 71.
11. Composite Magnetite and Protein Containing CaCO_3 Crystals. External

Manipulation and Vaterite→Calcite Recrystallization-Mediated Release Performance / A. Sergeeva et al. // ACS Appl. Mater. Int. 2015. Vol. 7, Is. 38. С. 21315-25.

12. Сергеева А.С. и др. Исследование процесса перекристаллизации магнитных микрочастиц // Фундаментальные и прикладные аспекты новых высокоэффективных материалов: Мат. Всерос. науч. Инт.-конф. с межд. уч. Казань: ИП Синяев, 2013. С. 142-144.

13. Сергеева А.С. и др. Синтез пористых микрочастиц, обладающих магнитными свойствами // Фундаментальные и прикладные аспекты новых высокоэффективных материалов: Мат. Всерос. науч. Инт.-конф. Казань: ИП Синяев Д.Н., 2013. С. 139-141.

14. Формирование и исследование сферических пористых микрочастиц карбоната кальция, функционализированных магнитными наночастицами / Р.С. Сергеев и др. // Новые материалы и технологии: состояние вопроса и перспективы развития: сб. мат. Всерос. молод. науч. конф. Саратов: ИЦ «Наука», 2014. С. 244-249.

15. Vaterite→calcite recrystallization of magnetic calcium carbonate microparticles / A. Sergeeva et al. // The nanoparticles and nanostructured coatings microcontainers: technology, properties and applications – Mater. 6th Int. Conf. 2015. Saratov State University, 2015. P. 72.

16. Формирование и исследование сферических пористых микрочастиц карбоната кальция, обладающих магнитными свойствами / Р.С. Сергеев и др. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы: сб. мат. III Междунар. заоч. науч. конф. М.: Прондо, 2014. – С. 275-283.

17. Biocompatibility of Porous Spherical Calcium Carbonate Microparticles on Hela Cells / Yaran Zhang et al. // World Journal of Nano Science and Engineering. 2012. Vol. 2. – P. 25.

18. Физика и химия коллоидных систем: учеб. пособие для студ. ФНБМТ / С.А. Сергеев и др. – Саратов: Саратовский источник, 2016. 168 с.

19. Новочадов В.В. Проблема управления клеточным заселением и ремоделированием тканеинженерных матриц для восстановления суставного хряща // Вестник Волгоградского гос. ун-та. Сер. 11: Естественные науки. 2013. – 1 (5). –С. 19.

20. Colonization and osteogenic differentiation of different stem cell sources on electrospun nanofiber meshes / Y.M. Kolambkar et al. // Tiss. Eng. A. 2010. T. 16, № 10. P. 3219-3230.

21. The role of aligned polymer fiber-based constructs in the bridging of long peripheral nerve gaps / Kim Y.T. et al. // Biomaterials. 2008. T. 29. № 21. P. 3117-3127.

22. Electrospun chitosan-based nanofibers and their cellular compatibility / N. Bhattarai et al. // Biomaterials. 2005. Vol. 26, № 31. P. 6176-6184.

23. Матвеев А., Афанасов И. Получение нановолокон методом

электроформования: учеб. пособие. М.: МГУ, 2010. 83 с.

24. Vaterite coatings on electrospun polymeric fibers for biomedical applications / M.S. Savelyeva et al. // J. Biomed. Mater. Res. Part A. 2017. Т. 105, № 1. Р. 94-103.

25. Massart R. Preparation of aqueous magnetic liquids in alkaline and acid media // IEEE Trans. Magn. 1981. Vol. 17. Р. 1247.

26. Синтез и исследование свойств неорганических нановолокон с микрочастицами CaCO_3 / С.А. Сергеев и др. // Нанoeлектроника, нанофотоника и нелинейная физика»: тез. докл. XII Всерос. конф. мол. уч. Саратов: Техно-Декор, 2017. С. 249-251.

27. Сергеев С.А., Короневский Н.В., Зыков К.А. Синтез микрочастиц CaCO_3 на нановолокнах / Новые технологии в промышленности, науке и образовании: Сб. ст. Междунар. науч.-практ. конф. Стерлитамак: АМИ, 2017. С. 156-159.

28. Исследование свойств неорганических нановолокон с микрочастицами CaCO_3 на сверхвысоких частотах / С.А. Сергеев и др. // Электроника и микроэлектроника СВЧ. Сб. ст. VI Всерос. конф. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2017. С. 155-159.

ИЗУЧЕНИЕ НАНОЧАСТИЦ МАГНЕТИТА, МОДИФИЦИРОВАННЫХ ОЛЕИНОВОЙ КИСЛОТОЙ КАК ПЕРСПЕКТИВНОГО АГЕНТА В ЛЕЧЕНИИ ОНКОЛОГИИ МЕТОДОМ МАГНИТНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ

В.Р. Хабибуллин

Научный руководитель: начальник лаборатории Г.В. Степанов

*Государственный Ордена Трудового Красного Знамени
научно-исследовательский институт химии и технологии
элементоорганических соединений, г. Москва*

Магнитные наночастицы (МНЧ), как инструмент в медицинской практике приобретают больший интерес. Модифицируя поверхность частиц можно добиться появлению полезных свойств, которые можно применять в организме человека, например, для адресной доставки лекарств в больной орган [1], увеличению контрастности в магнитно-резонансной томографии [2], в магнитной гипертермии [3]. Магнитная гипертермия, с которой связано данное исследование, состоит в эффекте нагревания (до 42-46 °С) МНЧ в переменном магнитном поле (термомагнитный эффект).

В настоящей работе исследовано получение наночастиц магнетита методом соосаждения, поверхностная модификация олеиновой кислотой ($\text{Fe}_3\text{O}_4@\text{OK}$) и нахождение зависимости частоты и силы переменного

магнитного поля на скорость нагревания наночастиц суспензии МНЧ в пропиленгликоле. Схема экспериментальная установка для исследования и регистрации термомагнитного эффекта представлена на рис. 1.

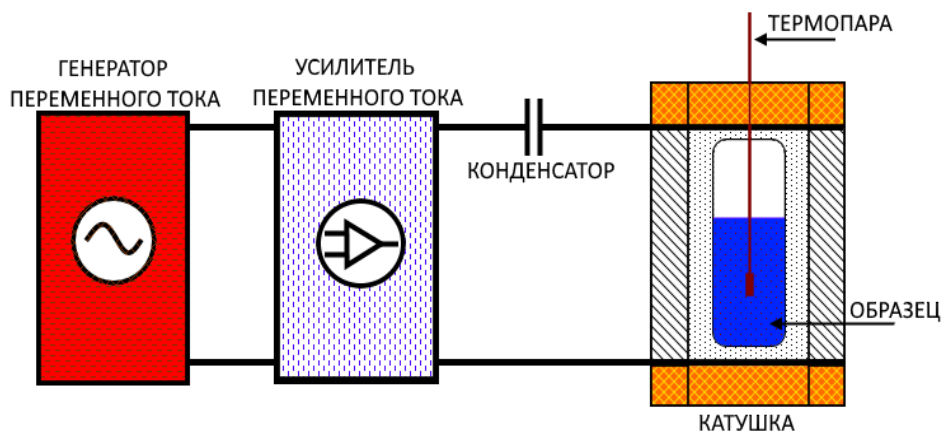


Рис. 1. Схема экспериментальной установки

Покрытые наночастицы в среднем имели размер 40 нм (измерено методом СЭМ) и были магнитомягкими материалами с намагниченностью насыщения (M_s) в $64 \text{ A} \cdot \text{m}^2/\text{кг}$.

Было изучено влияние силы магнитного поля (B) и частоты (f) на скорость нагревания наночастиц (рис. 1 и 2 соответственно). Были выбраны прямолинейные участки для вычисления значения скорости нагрева.

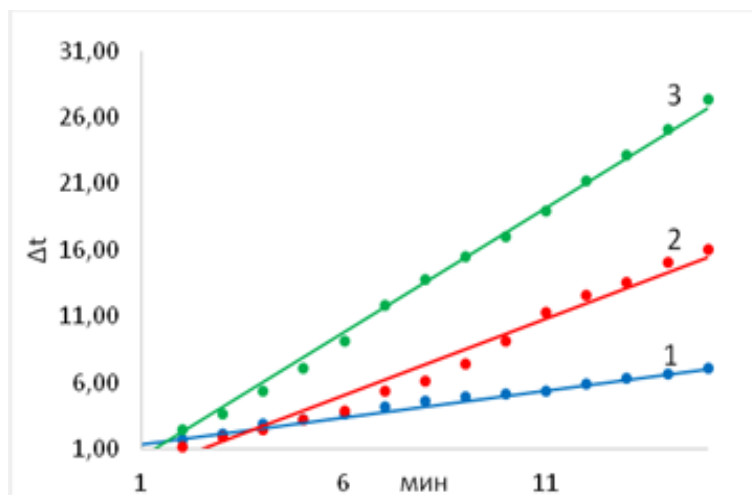


Рис. 2. Изменение температуры от времени при разной силе магнитного поля, где: (1) - 4,5 мТл; (2) – 8,9 мТл; (3) - 13,2 мТл (при $f = 2,6 \text{ kHz}$)

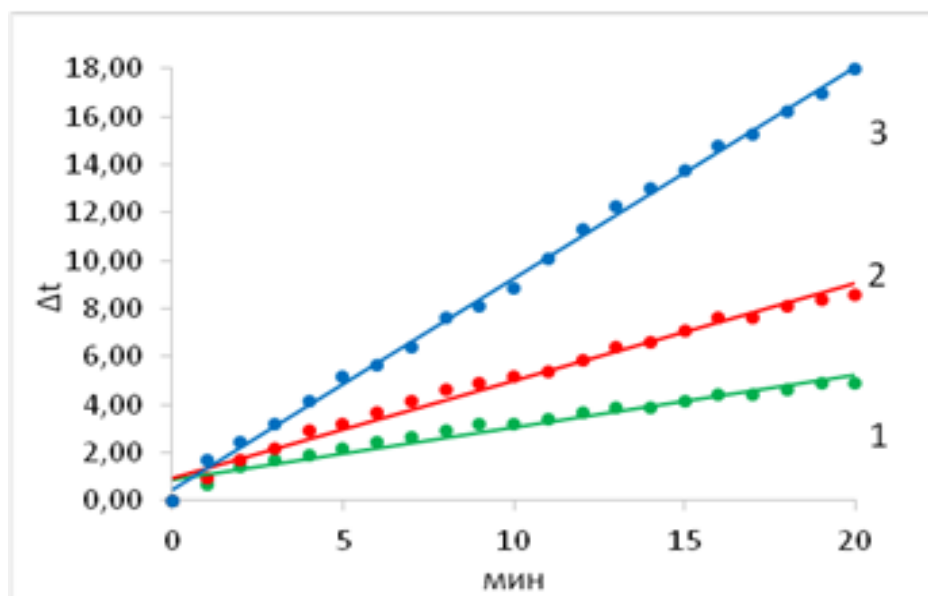


Рис. 3. Зависимость скорости роста температуры образца $\text{Fe}_3\text{O}_4@OK$ при разных частотах внешнего магнитного поля, где (1) - 1,8 kHz, (2) - 2,6 kHz, (3) - 4,1 kHz. (при $B = 4,5$ мТл)

Выводы: синтезированы и поверхностно модифицированы наночастицы магнетита с размером 40 нм; проведены исследования влияния переменного магнитного поля на термический разогрев магнитных частиц в суспензии; показано, что с ростом силы и частоты переменного магнитного поля скорость разогрева увеличивается; найдено, что при заданной концентрации наночастиц наибольшее значение скорости тепловыделения (28,6 Вт/г) наблюдается при частоте 2,6 kHz и силе поля 13,2 мТл.

Литература

1. B. Bahramia, M. Hojjat-Farsangic, H. Mohammadie, E. Anvarig, G.Ghalamfarsah, M. Yousefif, F. Jadidi-Niaragh. Nanoparticles and targeted drug delivery in cancer therapy // Immunology Letters. 2017. T 190. P. 64-83.
2. L. Chen, J. Xie, H. Wu, F. Zang, M. Ma, Z. Hua, N. Gu, Y. Zhang, Improving sensitivity of magnetic resonance imaging by using a dual-targeted magnetic iron oxide nanoprobe // Colloids Surf., B. 2017. T.161. P. 339-346.
3. Z. Hedayatnasab, F. Abnisa, Wan Mohd Ashri Wan Daud, Review on Magnetic Nanoparticles for Magnetic Nanofluid Hyperthermia Application // Mater. Des. 2017. T.123. P. 174-196.

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОВЕРХНОСТНЫХ СВОЙСТВ И РЕЖИМОВ КРОСС-ПОЛЯРИЗАЦИИ НА ПРИМЕРЕ РАЗРАБОТАННОЙ КОНСТРУКЦИИ ДЕРМАТОСКОПА

В.О. Лукьянова, А.Г. Мельников

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

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

Современная дерматоскопия не стоит на месте, каждый год ведутся разработки новых медицинских аппаратов, в том числе дерматоскопов [1-3], которые позволяют диагностировать на ранних стадиях развития меланому кожи [4].

Стандартный дерматоскоп состоит из следующих основных элементов: тубуса, включающего в себя электронную составляющую аппарата и оптическую систему, рукоятку и обратную воронку (рис. 1).

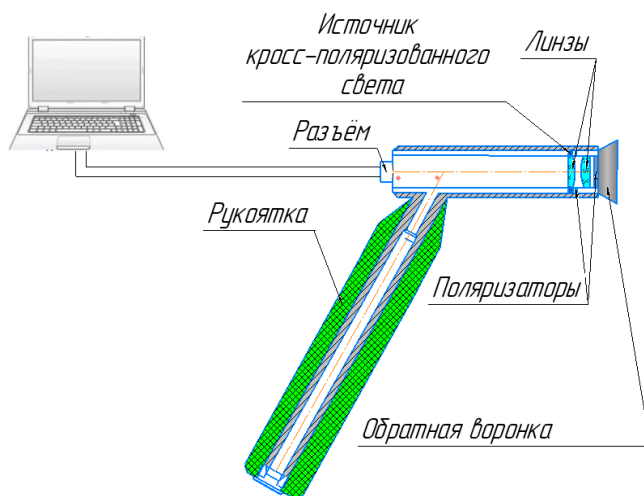


Рис. 1. Схема дерматоскопа, подключенного к компьютеру

Рукоятка соединена с тубусом, то есть с рабочим элементом, под углом 120° . Если материал конструкции скользящий, то для удобства работы возможно покрыть поверхность силиконовой резиной. В рабочем элементе, располагается оптическая система, содержащая светодиодную матрицу с поляризационными светодиодами, две линзы, два поляризатора с разными направлениями поляризации, один из которых имеет полукруглую форму, второй – круглый и покрывающий поверхность дальней линзы. Такая оптическая система обеспечивает режим кросс-поляризации. Описываемая выше конструкция дерматоскопа позволяет легко им манипулировать во время обследования кожи.

Немаловажным для работы с дерматоскопом является его корпус, форма и материал конструкции. Анализируя уже известные конструкции дерматоскопов, можно выявить, что для изготовления рабочего элемента подходит жесткий и легкий материал, такие как стекловолокно, алюминий, ПВХ, ацетат или лексан. В данной работе в качестве материала была использована медицинская нержавеющая сталь марки 12X18H10T. Несмотря на высокую коррозионную стойкость медицинской стали, она обладает невысокими показателями прочности и твердости.

В связи с вышеперечисленным целью данной работы являлось улучшение прочностных поверхностных свойств материала дерматоскопа, а также проверка режима кросс-поляризации.

Для увеличения прочностных характеристик стали марки 12X18H10T проводилось азотирование при температуре 580°C при атмосферном давлении в воздушно-аммиачной среде с изотермической выдержкой в течение 25 часов [5]. Микротвердость образца стали марки 12X18H10T измерялась по ГОСТу 9450-76 методом Виккерса с использованием микротвердомера HVS-1000 при нагрузке на индентор пирамидальной формы 0,98 Н. После азотирования микротвердость нержавеющей стали 12X18H10T возросла от 2500...2560 МПа до 11680...12005 МПа, что превышает в 4 раза значения до обработки.

Исследование морфологии поверхности и толщины азотированного слоя и проводилось на растровом электронном микроскопе Aspek Explorer при ускоряющем напряжении электронного пучка 20kV. На РЭМ изображениях (рис. 2,а) между сталью (1) и полимерной матрицей (2) четко выделяется азотированный слой толщиной 80...150 мкм. Сформированный азотированный слой равномерен и отделен от основного металла тонкой белой полосой, кроме того можно заметить переходную зону, которая обеспечивает хорошее сцепление азотированного слоя с матрицей материала, что видно на рис. 2,б.

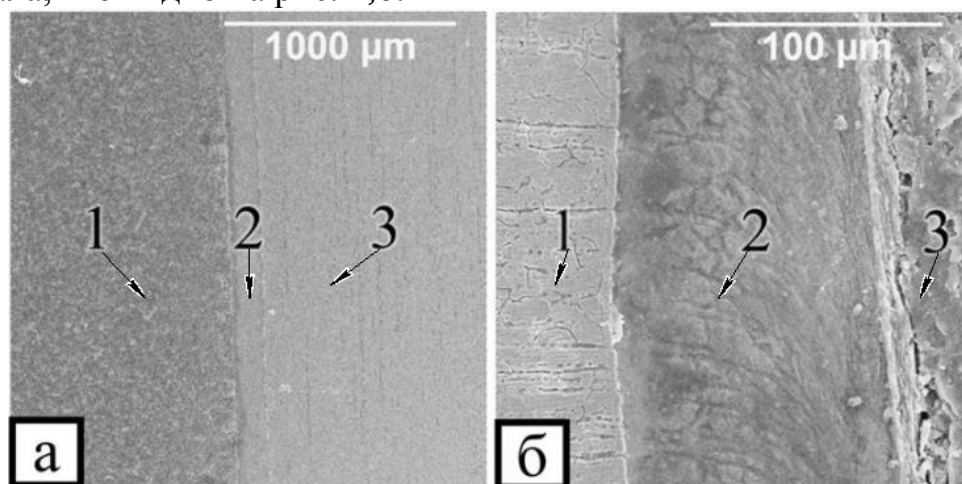


Рис. 2. РЭМ изображение морфологии и структуры образца из азотированной стали 12X18H10T при увеличении 100 мкм (а) и 1000 мкм (б): 1 – сталь 12X18H10T, 2 – азотированный слой, 3 – полимерная матрица

Возможное применение разработанной конструкции дерматоскопа – это диагностика нарушений кожного эпидермального покрова кожи. Для проверки данного факта в качестве аналога человеческой кожи была выбрана свиная кожа.

Спектры отражения свиной кожи снимались на спектрофлуориметре марки Perkin-Elmer LS-55 в синхронном режиме работы входного и выходного монохроматоров в диапазоне 200...800 нм. Использовались различные ориентации входного и выходного поляризаторов. Различия в спектрах можно объяснить деполяризацией падающего излучения на участках кожи. Наибольшая деполяризация проявляется в диапазонах длин волн 440-460, 500-510, 590-610 нм. Данный факт позволяет повысить качество распознаваний нарушений кожного эпидермального покрова кожи.

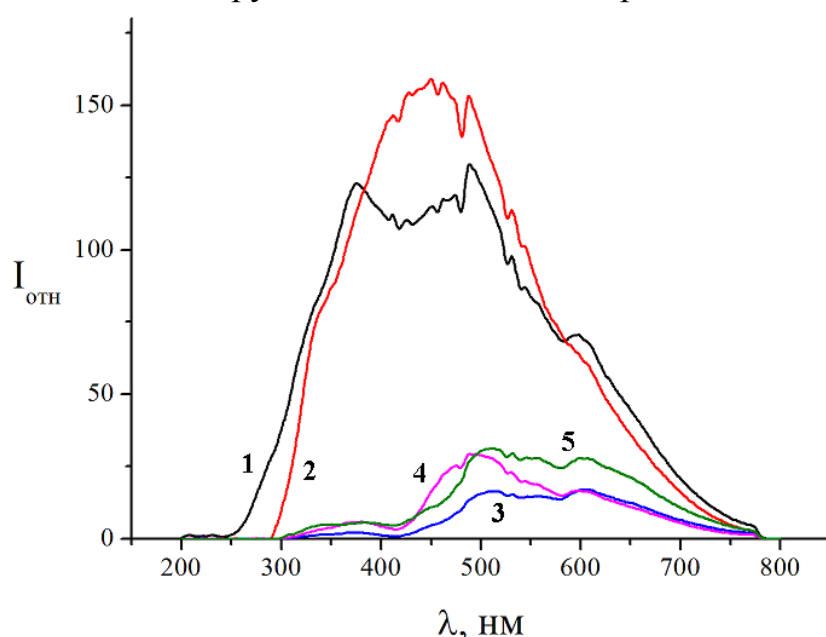


Рис. 3. Спектры отражения свиной кожи, полученные без поляризаторов (1) и с поляризаторами, направленными при входе излучения и выходе отражения вертикально (2), при входе излучения вертикально, а при выходе отражения горизонтально (3), при входе излучения горизонтально и при выходе излучения вертикально (4), при входе излучения и выходе отражения горизонтально (5)

Выводы: показано, что азотирование стальной поверхности рабочего элемента приводит к упрочнению конструкции разработанного дерматоскопа. Полученные спектры отражения на свиной коже позволили выявить максимальную деполяризацию при длинах волн 450; 505 и 600 нм. На основании полученного результата, можно сделать вывод о дальнейшем усовершенствовании распознавания кожного эпидермального покрова кожи.

Литература

1. Смирнов С. В., Поповец Г. И., Плавник Р. Г., Аракчеев А. Г., Новиков Е. В., Баланов М. Ю. // Патент РФ на полезную модель № 161451

от 23.10.2015. Дерматоскоп. Оpubл. 20.04.2016.

2. Лукьянова В. О. // Тенденции развития науки и образования: сб. науч. тр. по материалам XIX Междунар. науч.-практ. конф. 31 октября 2016 г. Ч. 1. Изд. НИЦ «Л-Журнал», 2016. С. 17.

3. Сергеев В. Ю. // Патент РФ на изобретение №2459572 от 17.03.2011. Дерматоскоп. Оpubл. 27.08.2012.

4. Малышев А. С., Рукша Т. Г. // Сибирский онкологический журнал. 2009. №S1. С.128.

5. Бибииков П.С., Бибииков С.П., Костин К.Б., Горшков Н.В., Викулова М.А., Пичхидзе С.Я. // Молодежь и наука: шаг к успеху: сб. науч. статей Всерос. науч. конф. перспективных разработок молодых ученых (23-24 марта 2017 года): в 3 т. Курск: ЗАО «Университетская книга». 2017. Т. 3. С. 162.

КОНЦЕПЦИЯ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ УДАЛЕННОГО МОНИТОРИНГА ПОЛОЖЕНИЯ ПЛОДА НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Э.А. Даминова

Научный руководитель: д.т.н., профессор З.М. Юлдашев

*Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург*

Сегодня рынок медицинской техники предлагает достаточно широкий выбор оборудования для оценки и прогнозирования рисков в условиях лечебно-профилактических учреждений, в т.ч. аппаратно-программные комплексы ультразвуковой диагностики, фетальные мониторы регистрации кардиотомиографии плода и т.д. Ввиду недостаточного оснащения лечебно-профилактических учреждений в регионах есть высокая потребность в медицинских системах удаленного мониторинга для высокоточной диагностики в домашних условиях, без присутствия врача.

Цель проводимого исследования – разработка системы удаленного мониторинга положения плода на основе метода электроимпедансной томографии для дальнейшей информационной поддержки и медицинского сопровождения беременной женщины.

Естественное протекание родов во многом зависит от того, какое положение плод занимает в матке. Положение плода есть критерий прогнозирования протекания будущих родов. При правильном расположении ребенка практически исключен риск получения травм и разрывов, а само прохождение плода по родовому каналу проходит быстро и легко. Но иногда врачи вынуждены хирургическим путем извлекать

ребенка, чтобы сохранить его здоровым и избежать травм. Зачастую кесарево сечение назначается после установления диагноза «неправильное предлежание плода», при котором его положение и позиция могут спровоцировать осложнения. Выявление тазового предлежания плода на ранних стадиях позволяет избежать серьезных осложнений путем назначения физических упражнений беременной.

В основе построения системы используется архитектура многоуровневой системы удаленного мониторинга состояния здоровья [1-3]. Использование такой архитектуры позволяет распределить задачи съема, регистрации и обработки сигналов с объекта исследования, оценки диагностически значимых показателей, оценки текущего состояния здоровья объекта исследования, мониторинга и контроля состояния, формирования сигнала тревоги при патологиях развития, информационной поддержки и медицинского сопровождения беременной женщины по пространственно распределенным элементам системы, расположенным на уровне пациента, сервера медицинского учреждения и врача, обеспечить автономность работы системы при ограниченных во времени сбоях в работе каналов передачи сигналов (рис.1).

Разрабатываемая система состоит из следующих функциональных элементов: устройство съема и регистрации сигналов с пациентки; компьютер пациентки, в качестве которого может использоваться современный планшет или смартфон; сервер медицинского учреждения; персональный компьютер врача.

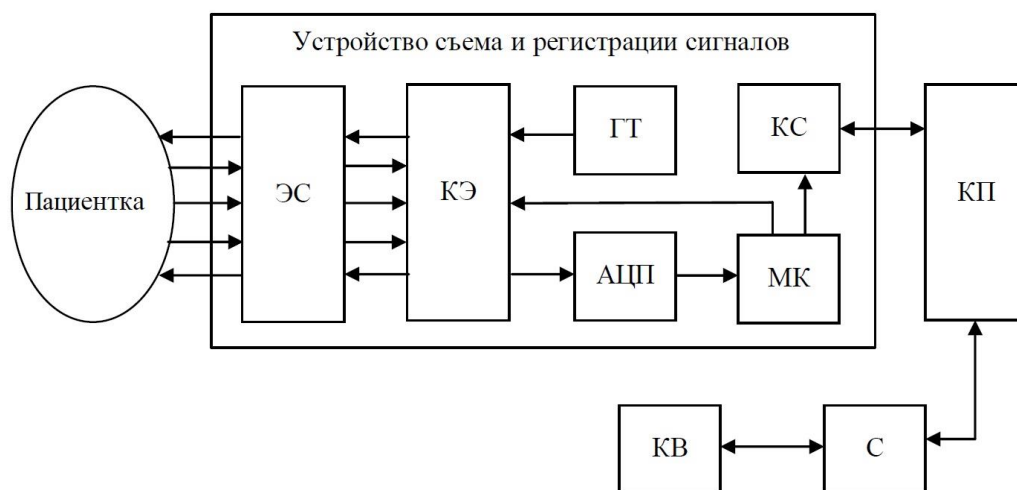


Рис. 1. Обобщенная структура системы удаленного мониторинга состояний плода на основе метода электроимпедансной томографии

Устройство съема и регистрации сигналов (УСиРС) состоит из электродной системы (ЭС), коммутатора электродов (КЭ), генератора переменного тока (ГТ), микроконтролера (МК), используемого для переключения каналов коммутатора по заданному алгоритму, измерения

токов между электродами, аналого-цифрового преобразователя (АЦП), контроллера Bluetooth (КС) для передачи результатов измерения напряжений между электродами на компьютер пациентки.

Компьютер пациентки (КП) осуществляет формирование двумерных массивов данных (сканов), реконструкцию изображения из совокупности сканов, обработку изображения с целью определения положения плода, сравнение характеристик положения плода с результатами предыдущих исследований и допустимыми показателями для конкретного срока беременности.

Персональный компьютер с предустановленным программный пакетом реконструирует полученные сигналы в изображения – срезы электроимпедансного сканирования. Набор таких срезов представляет собой целостную картину, визуализирующую текущее положение плода в утробе матери. Следует обратить внимание на важность обеспечения компьютера пациентки вычислительными ресурсами, необходимыми для решения задачи реконструкции изображения.

Поскольку система обеспечивает не просто диагностическую процедуру – определение положения плода, а именно удаленный мониторинг положений плода, необходимо обеспечить передачу, хранение диагностически значимой информации, т.е. непосредственно образов, на сервер (С) лечебно-профилактического учреждения с возможностью доступа к базе данных пациентки лечащим врачом через компьютер врача (КВ). На сервере должна использоваться система поддержки принятия решений врача, которая будет информировать о критических состояниях беременной женщины с последующей информационной поддержкой и медицинским сопровождением.

Персональный компьютер пациентки реконструирует изображение на основе измеренных проводимостей. По полученным изображениям определяется положение плода, происходит оценивание диагностически значимых показателей ориентации плода, анализируется их связь с показателями развития плода с целью прогнозирования «неправильного» предлежания плода.

Система удаленного мониторинга положения плода на основе электроимпедансной томографии позволяет решить задачу ведения беременности в удаленных регионах в целях снижения рисков беременности, предоставляет пациентке возможность самостоятельного проведения электроимпедансных исследований и удаленной диагностики лечащим врачом, не оказывает негативного воздействия на здоровье матери и ребенка из-за низкого уровня зондирующего тока. Система позволяет обеспечить формирование информационного и медицинского сопровождения пациентки при выявленных критических положениях плода, снизить риски обострения беременности.

Литература

1. Юлдашев З.М., Анисимов А.А. Система удаленного интеллектуального мониторинга состояния здоровья людей. Медицинская техника. 2017. № 1 (301). С. 45-48.
2. Юлдашев З.М., Пустозеров Е.А., Анисимов А.А. Многоуровневая интеллектуальная система удаленного мониторинга состояния здоровья людей с хроническими заболеваниями. Биотехносфера. – 2016. – № 5. – С. 2-8.
3. Tr. T. Nguyen, Z. M. Yuldashev, and E. V. Sadykova A Remote Cardiac Rhythm Monitoring System for Detecting Episodes of Atrial Fibrillation. . Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 3, September, 2017, pp. 189-194.

ГИДРОГЕЛИ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ СИСТЕМ СУКЦИНАМИД ХИТОЗАНА-ГЛИЦЕРИН

Э.Р. Бакирова

Научные руководители: к.х.н., доцент М.В. Базунова,
к.б.н., доцент Л.А. Шарафутдинова

Башкирский государственный университет, г. Уфа

В настоящее время весьма актуальной является проблема создания гидрогелей медицинского назначения с заданным комплексом свойств на основе полимеров природного происхождения, например хитозана и его производных, обладающих биосовместимостью и отсутствием токсичности.

Одним из подходов к созданию упруго-вязких гелеобразных систем на основе растворов сукцинамида хитозана (СХТЗ) в отсутствии сшивающих агентов заключается в формировании дополнительной сетки физических связей за счёт введения низкомолекулярных модификаторов, например, многоатомных спиртов [1-3].

Поскольку клеточные мембраны являются одними из главных мишеней действия любых веществ на организм, изучение особенностей взаимодействия изучаемых смесей СХТЗ с ГЦ с биологическими мембранами представляет существенный интерес при оценке биосовместимости получаемых на основе данных смесей материалов медицинского назначения [4-5].

Цель работы – изучение реологического поведения и биосовместимости гидрогелей на основе СХТЗ с глицерином в качестве модифицирующей добавки.

В работе использована натриевая соль сукцинамида хитозана с М.м.=67000 а.е.м. (ТУ 9284-027-11734126-08) производства ЗАО «Биопрогресс» (г. Щелково). Степень замещения СХТЗ по аминок группам

составляет 75%. В качестве растворителя СХТЗ использовали дистиллированную воду или смеси воды с ГЦ в объёмном соотношении 90:10, 80:20 и 70:30 об. %.

Реологические измерения водных растворов СХТЗ в присутствии ГЦ проводили на модульном динамическом реометре Haake Mars III при 25⁰С. Кривые течения и кривые вязкости получены в режиме непрерывного сдвигового деформирования в диапазоне скоростей сдвига от 0,1 до 100 с⁻¹.

Определение осмотической резистентности проводили на эритроцитах здорового человека по унифицированному методу в модификации Л.И. Идельсона. Концентрация СХТЗ во всех исходных системах составляла 1 г/дл. Степень гемолиза эритроцитов оценивали фотометрически при длине волны $\lambda=530$ нм против дистиллированной воды при толщине слоя 1 см.

Растворение СХТЗ в смешанном растворителе вода-глицерин приводит к некоторому увеличению динамической вязкости. При этом, обращают на себя внимание несколько моментов:

1. Увеличение динамической вязкости сопровождается также увеличением и относительной вязкости (рис.1). Это важно, поскольку не следует забывать, что вязкость ГЦ существенно выше вязкости воды, вследствие чего наблюдаемое увеличение динамической вязкости могло быть вызвано просто повышением вязкости смешанного растворителя.

2. Добавление ГЦ к раствору СХТЗ приводит к уменьшению значений концентрации полимера, при котором наблюдается формирование сетки зацеплений. Замена части воды на глицерин приводит к более раннему переходу системы от вязкоупругой жидкости к упруго-вязкому телу. Как видно из данных рисунков 2 и 3, для системы СХТЗ-вода-глицерин с объёмным соотношением компонентов, равным 80:20, уже в области концентрации СХТЗ в растворе 6 г/дл формируется нетекучая упруго-вязкая система. Подобные эффекты, видимо, связаны с тем, что глицерин способен образовывать межмолекулярные водородные связи с макромолекулами СХТЗ, что приводит к дополнительному структурированию растворов [6].

Проведение термической модификации СХТЗ не приводит к потере растворимости материалов в воде. Даже длительный (в течении 3-4 часов) прогрев пленок при температуре 100-130⁰С не сопровождается заметным уменьшением растворимости. Введение глицерина в количестве 20 % об. и более, позволяет получить мягкие, эластичные, гелеобразные материалы, хорошо сорбирующие воду, но сохраняющие при этом свою целостность и не способные к растворению в воде.

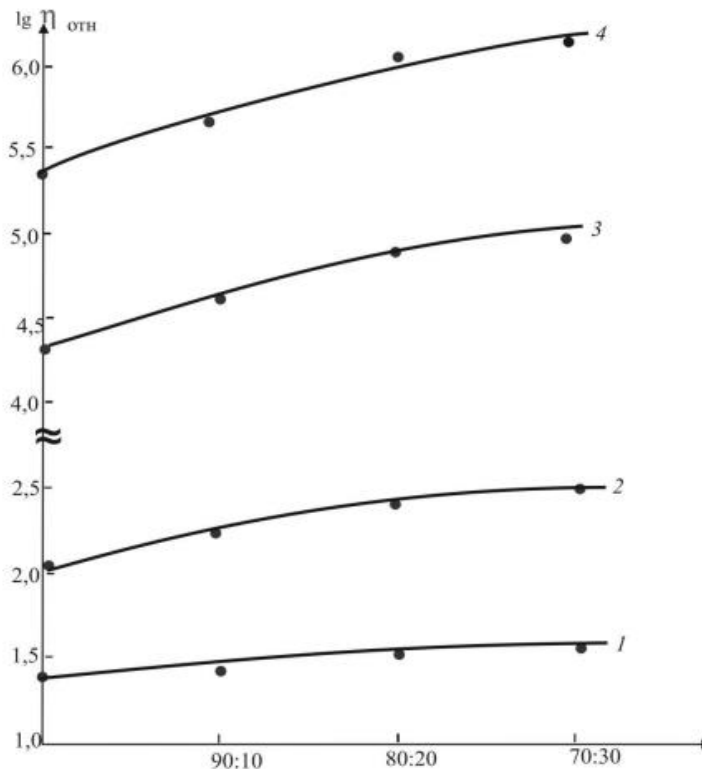


Рис. 1. Зависимость относительной вязкости растворов СХТЗ концентрацией 1 (1), 2 (2), 10 (3) и 15 г/дл (4) от объемного соотношения компонентов в смеси вода: глицерин 80:20 % об. в полулогарифмических координатах

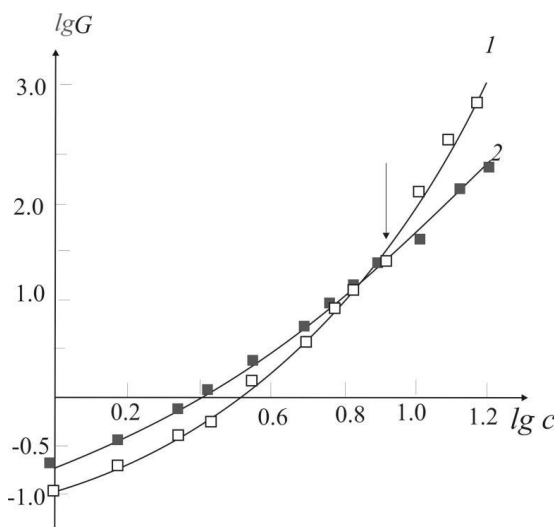


Рис. 2. Концентрационная зависимость модуля накоплений (1) и потерь (2) для растворов СХТЗ в воде в двойных логарифмических координатах. Значения модуля накоплений и потерь определены в области линейной вязкоупругости при частоте 1 с^{-1} . Стрелкой отмечено значение концентрации, при которой система приобретает упруго-вязкие свойства.

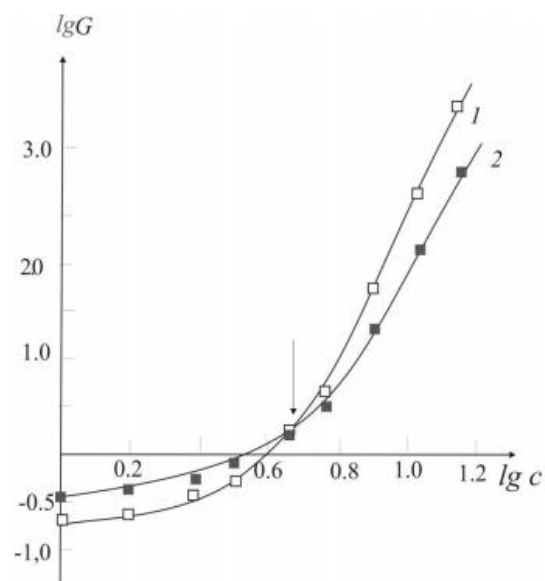


Рис. 3. Концентрационная зависимость модуля накоплений (1) и потерь (2) для растворов СХТЗ в смешанном растворителе вода:глицерин с объемным соотношением 80:20 в двойных логарифмических координатах. Значения модуля накоплений и потерь определены в области линейной вязкоупругости при частоте 1 с^{-1} .

Изучение влияния *in vitro* систем СХТЗ-ГЦ на устойчивость мембран эритроцитов к осмотическому гемолизу показало, что в контрольной серии разведений лизис эритроцитов происходил в интервале 0,4-0,5 % NaCl, что соответствует литературным данным. При сравнении изученных образцов на основе СХТЗ оказалось, что в сочетании с ГЦ при любых соотношениях СХТЗ практически не влияет на стабильность мембраны эритроцитов во всем интервале концентраций NaCl: минимальный гемолиз, как и в контрольной пробе наблюдается в солевом растворе 0,45-0,5%. В диапазоне как низких, так и высоких концентраций NaCl интенсивность выхода гемоглобина из эритроцитов статистически значимо не отличается от контрольных значений. Особо стоит отметить, что раствор индивидуального СХТЗ вызывает незначительное дестабилизирующее действие на мембраны эритроцитов.

Таким образом, исследование реологических свойств СХТЗ в смешанном растворителе позволяет сделать вывод о том, что полученные системы могут служить биосовместимой основой при получении нерастворимых в воде гелеобразных материалов, способных стать основной для создания мягких лекарственных форм.

Выводы

1. Установлено, что в присутствии глицерина, происходит увеличение динамической вязкости полимера СХТЗ и более раннее формирование флуктуационной сетки зацеплений.
2. Показано, что добавка глицерина сопровождается уменьшением значения концентрации полимеров в растворе, при которой происходит переход от вязкоупругих жидкостей к упруго-вязким системам.
3. Определено, что в сочетании с ГЦ при любых соотношениях СХТЗ практически не влияет на стабильность мембраны эритроцитов.

Литература

1. Термодинамические свойства гидрогелей на основе хитозана в области от $T \rightarrow 0$ до 350 К / А. Е. Мочалова А.Е. [и др.] // Высокомолекулярные соединения. Серия А. – 2007. – Т. 49. № 2. – С. 371.
2. Structure and properties of vinylpyrrolidone-chitosan graft copolymers and homopolymer mixtures / A. E. Mochalova [et al.] // Polymer Science. Series A. – 2005. – V. 47, № 6. – P. 614.
3. Grigorieva M. V. // Biotechnology. – 2011. – Т. 4, № 2. – P. 9-23.
4. Полимерные гели биомедицинского назначения на основе водно-этанольных растворов сукцинамида хитозана / Бабунова М.В. [и др.] // Научно-технический вестник Поволжья. – 2015. – № 2. – С. 30-32
5. Биосовместимые гелеобразные полимерные формы лекарственных средств на основе растворов хитозана в присутствии спиртов / М. В.

Бабунова [и др.] // Вестник Казанского технологического университета. – 2016. – Т. 19, № 22. – С 16-17.

6. Влияние природы модифицирующей добавки на реологические свойства концентрированной системы хитозан – органическая кислота – вода / В. И. Фомина [и др.] // Изв. Сарат. ун-та. Нов. сер. Сер. Химия. Биология. Экология. – 2015. – Т. 15, вып. 1. – С. 28-36.

СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ДИАГНОСТИКИ И МОНИТОРИНГА ТАПЕТОРЕТИНАЛЬНОЙ АБИОТРОФИИ СЕТЧАТКИ

А.А. Нехорошева, Т.С. Попова

Научный руководитель: ассистент Ю.С. Батищева,
к.м.н., ассистент И.О. Колбенев

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

Ретинальная дистрофическая патология является частой причиной слабовидения и потери зрения. Особенности заболеваний данной группы являются: прогрессирующее течение, низкий положительный эффект от лечения, часто наследственный характер, значительная доля больных приходится на молодое и трудоспособное население [1].

Тапеторетинальная абилотрофия (ТРА) является одной из наиболее распространенной патологией среди всех дистрофий сетчатки. Данное заболевание характеризуется генетически обусловленным прогрессирующим поражением нейроэпителия (преимущественно палочек) сетчатки. Частота ТРА в среднем составляет 1:4000 населения [2], типы наследования различны (их частота изменяется в популяциях) [3].

Различают несколько клинических форм ТРА: типичная, беспигментная, а также редко встречаемые, а именно инвертированная (центральная), белоточечная, псевдопигментная, секторальная подковообразная [1].

Основными клиническими проявлениями заболевания считаются: гемералопия, никталопия, прогрессирующее сужение полей зрения, постепенное снижение остроты зрения, дефекты цветоощущения [1].

Отложение пигмента в виде "костных телец", снижение количества и истончение сосудов, восковидная бледность ДЗН - патогномоничные офтальмоскопические признаки типичной формы ТРА. При прогрессировании заболевания не исключена вероятность вовлечения макулы с развитием отека, задней отслойки стекловидного тела с отложением в нем пигмента [1].

При проведении обследования в большинстве случаев отмечают снижение амплитуды волн электроретинографии (ЭРГ), что указывает на вовлеченность в процесс фоторецепторов[4].

Патогенетически доказанного и эффективного лечения ТРА нет, для снижения скорости прогрессирования заболевания в настоящее время применяют антиоксидантную и витаминотерапию, биорегуляторы, магнитотерапию и электростимуляцию [1, 5-7].

Цель работы - проанализировать информативность инструментальных и клинических методов обследования больных с ТРА путем выявления соответствия результатов между компонентами ЭРГ и кинетической периметрией, ритмической ЭРГ и статической периметрии макулярной области, кинетической периметрией и офтальмоскопией.

В исследовании участвовало 45 пациентов (90 глаз) с установленным диагнозом ТРА. Все пациенты поделены на 3 группы в зависимости от возраста: 1) 8 человек (до 18 лет); 2) 20 человек (19-40 лет); 3) 17 человек (старше 41 года). В каждой группе были больные с разной стадией заболевания.

Всем пациентам кроме стандартного офтальмологического обследования выполнялись: компьютерная периметрия (статическая, кинетическая в режиме «Macula threshold 24-2bs» на аппарате «OCULUS Twinfield»), ЭФИ (аппарат «Нейро-МВП»), фундус-снимки (аппарат «ТОРCON»).

У обследуемых I группы среднее суммарное значение полей зрения в ходе обследования составило $394 \pm 23^\circ$, II группы - $173 \pm 26^\circ$, III группы - $86 \pm 15^\circ$. Среднее отклонение палочкового компонента ЭРГ в I группе получилось $53,8 \pm 10,4\%$, II - $70,2 \pm 4,3\%$, III - $84,7 \pm 7,3\%$; ритмического компонента - $20,3 \pm 4,3\%$, $41,6 \pm 5,2\%$, $62,3 \pm 6,4\%$ соответственно. Результаты, полученные при проведении статической периметрии, свидетельствуют о снижении средней светоочувствительности в центральных отделах сетчатки в зависимости от возрастной популяции. По результатам офтальмоскопии удаленность костных телец от макулы соответствовала степени сужения поля зрения.

При выполнении офтальмоскопии у 6 обследуемых из I группы «костные тельца» на момент обследования отсутствовали (у всех в анамнезеотягощенная наследственность по ТРА), у остальных они наблюдались на периферии.

В процессе исследования было доказано, что данная патология затрагивает все фоторецепторы сетчатки, при этом вовлечение колбочек возрастает по мере прогрессирования заболевания.

В ходе исследования изучалась зависимость между степенью сужения полей зрения и расположением «костных телец», при этом за константу было принято, что 1 мм $\approx 5^\circ$ (в результате соотношения горизонтального диаметра ДЗН и среднего показателя горизонтального размера слепого пятна). Установлено, что изменения на глазном дне возникают позже, чем сужение полей зрения возникает раньше, в среднем разность составила $25,8 \pm 5,5^\circ$. Необходимо подчеркнуть, что выявленная зависимость между

расположением «костных телец» и сохранившимся периферическим зрением является лишь потенциально возможной, и полученный вывод требует проведения дальнейших исследований с применением методов статистической обработки результатов и дальнейшей оценкой их достоверности.

При выполнении исследования отмечено, что у части пациентов заболевание начало активно проявляться после 3-4 декад жизни, функциональное состояние сетчатки у них было лучше, чем у лиц той же возрастной группы, но с началом прогрессирования ТРА с ранних лет (большая часть обследуемых пациентов). Можно также предположить, что результаты связаны как с возрастом пациента, так и со временем активного течения заболевания.

Имеется значимая взаимосвязь между суммарным значением периферических границ полей зрения, данных ЭРГ и периметрии.

Необходимо отметить, что в начальном периоде или при наличии атипичной формы патологии возможно видимое отсутствие морфологического компонента, в связи с чем важно при первичном осмотре использовать и современные методы инструментальных исследований для уточнения диагноза и дальнейшего ведения больного, что позволяет увеличить продолжительность оптимального качества жизни и снизить скорость прогрессирования заболевания.

Литература

1. Аветисов С.Э., Егоров Е.А., Мошетова Л.К. Офтальмология: национальное руководство. М: ГЭОТАР-Медиа, 2008; 944 с.
2. Maubaret C, Hamel C. Genetics of retinitis pigmentosa: metabolic classification and phenotype/genotype correlations. *J. Fr. Ophtalmol.* 2005; 28 (2): 71 -92.
3. Rivolla C, Sharon D, DeAngelis MM. et al. Retinitis pigmentosa and allied diseases; numerous diseases, genes, and inheritance patterns. *Hum. Mol. GeneL* 2002; 11: 1219- 1227.
4. Шамшинова А.М. Наследственные и врожденные заболевания сетчатки и зрительного нерва. М: Медицина, 2001; 528 с.
5. Каменских Т.Г., Мышкина Е.Ю., Радченко Е.Ю. и др. Применение препарата «Ретиналамин» в комплексном лечении больных. Саратовский научно-медицинский журнал 2006; 2 (2): 26-29.
6. Егоров Е.А., Каменских И.Д., Каменских Т.Г. и др. Влияние динамической транскраниальной магнитотерапии и лазерстимуляции на активность ганглиозных клеток сетчатки и уровень нейротрофических факторов. РМЖ. Клиническая офтальмология 2016 (1): 19-24.
7. Башкатов А.Н., Генина Э.А., Каменских Т.Г. и др. Исследование диффузии милдроната® в склере глаза человека // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2016; 16 (3): 167-177.

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ПОДКРИТИЧЕСКИХ ADS-СИСТЕМ ДЛЯ НЕЙТРОНОЗАХВАТНОЙ ТЕРАПИИ

Е.А. Онищук^{1,2}, Ю.А. Кураченко³, Е.С. Матусевич²
Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Е.С. Матусевич

¹*МРНЦ имени А.Ф. Цыба – филиал ФГБУ «НМИЦ Радиологии»
Минздрава РФ, г. Обнинск,*
²*ИАТЭ НИЯУ МИФИ, г. Обнинск*
³*ФГБНУ «ВНИИ РАЭ», г. Обнинск*

Для нейтронозахватной терапии рассмотрены возможности гибридных систем ускоритель – размножающая нейтроны подкритическая система (ПКС). В качестве размножителей-бустеров рассмотрены ПКС с $k_{eff} \leq 0.90$ (при этом коэффициент усиления ~ 10). При такой глубокой подкритичности требования к управляющим системам и системам безопасности минимальны. В частности, каналы контроля плотности потока нейтронов должны использоваться только при загрузке активной зоны ядерным топливом и при модификации ПКС. ([1]).

При выполнении работы проанализировано большое количество бланкетов из различных материалов и «поджигающих» реакций, вплоть до протонов $1 \div 10$ ГэВ. В качестве материалов мишени исследованы как легкие элементы (литий, бериллий), так и тяжелые (вольфрам, свинец, обеднённый уран). По совокупности свойств материалов, степени выполнения теплотехнических, технологических и других требований, а также по степени доступности соответствующих установок оптимальными оказались два варианта: 1) бланкет на реакции ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$, $E_d \sim 8 \div 20$ МэВ и 2) бланкет на реакции «скалывания¹», в которой протоны с энергией 230 МэВ падают внутрь цилиндрической мишени из обеднённого (0.2 % по ${}^{235}\text{U}$) урана. Первый способ генерации основан на применении доступных и относительно недорогих ускорителей, второй – предполагает использование возможностей Центров протонной терапии, поставляемых, например, фирмой IBA [2].

Основным расчетным аппаратом при выполнении работы являлись программы семейства MCNP [3], включая версию MCNPX [4]. Расчеты выполнялись посредством многократного пересчета композиций варьируемого состава для определения оптимальных характеристик с периодическим возвращением к расчету получившейся системы на критичность. Такой подход обусловлен чувствительностью k_{eff} к конфигурации и составу материалов как активной зоны (АЗ), так и коллимационной системы, а также фронтальной защиты (рис. 1).

¹ Общепринятое наименование реакции *spallation*.

Основными компонентами ПКС являются:

- АЗ с отражателем;
- мишень с системой ввода пучка и системой охлаждения;
- фронтальная защита с коллимационной системой.

После оптимизационных расчётов по выбору состава и конфигурации активной зоны окончательно было выбрано гетерогенное расположение топлива в замедлителе и фиксированные характеристики ТВЭЛ. Прототипом принят укороченный ТВЭЛ реактора БН-600.

Материал замедлителя ($ZrH_{1.8}$) выбран из соображений экономии нейтронов и достаточной теплопроводности. Предполагается, что отвод тепла с топливной матрицы обеспечивается теплопроводностью, что требует а) отсутствия зазоров между поверхностью ТВЭЛ и замедлителем и б) хорошей теплопроводности материала матрицы.

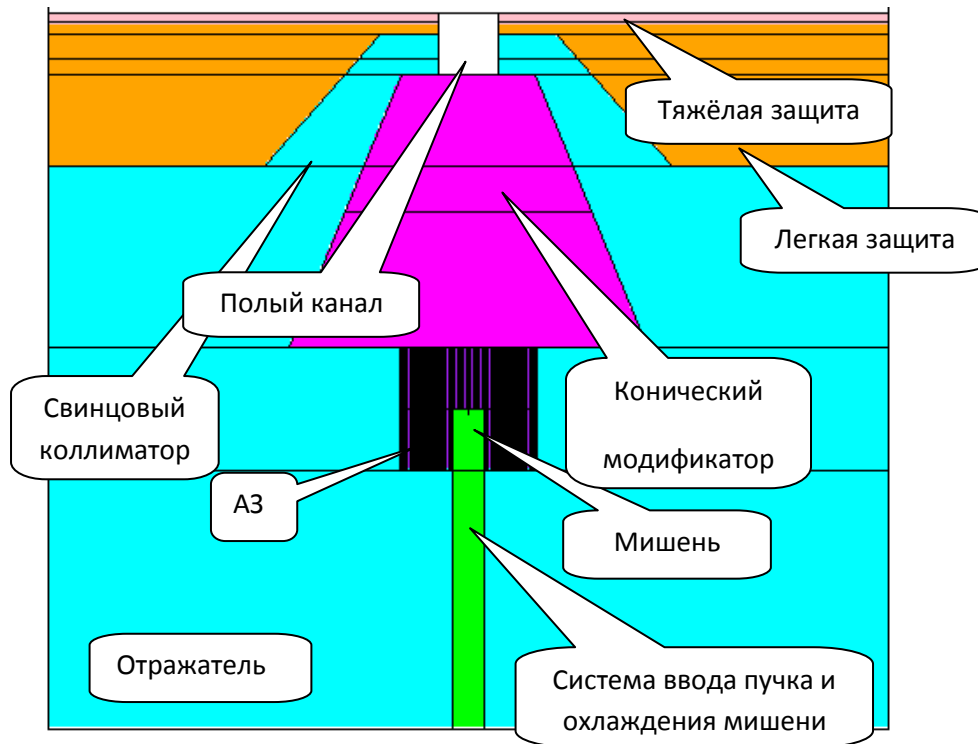


Рис. 1. Осевое сечение расчетной модели типичной цилиндрической ПКС

Существенной стадией расчета является выведение ПКС в целом на подкритичность $k_{eff} \leq 0.90$. Эта процедура осуществлялась многократными запусками программы для варьируемых значений радиуса АЗ (т. е. изменением утечки нейтронов из АЗ) и шага прямоугольной решетки (т. е. изменением загрузки и соотношения «топливо-замедлитель»). Вывод на $k_{eff} \leq 0.90$ является первым шагом последующей оптимизации КС и фронтальной защиты, после чего конфигурация АЗ вновь уточняется приведением k_{eff} к требуемому значению.

В табл. 1 представлены основные результаты для НЗТ-характеристик пучков «в воздухе» [5], т. е. без фантома, полученные для двух ПКС. Эти результаты сопоставлены с данными для одного из вариантов блока вывода пучка проектируемой медицинской реакторной установки (РУ) МАРС [6], один из каналов которой предназначен для НЗТ.

Таблица 1

Характеристики потока нейтронов (доля эпитепловых, быстрых и тепловых нейтронов, а также средняя энергия) на выходе каналов двух ПКС в сопоставлении с данными для реакторной установки МАРС

	Φ_{tot} см ⁻² с ⁻¹	Φ_{epi}/Φ_{tot} %	Φ_{fast}/Φ_{tot} %	Φ_{therm}/Φ_{tot} %	E_{aver} МэВ
Желательно для НЗТ	$\geq 1 \cdot 10^9$	~ 100	$\rightarrow 0$	$\rightarrow 0$	—
РУ МАРС [6]	$1.24 \cdot 10^9$	81.6	13.4	5.0	.0337
ПКС, 1-й вариант	$1.27 \cdot 10^9$	79.7	13.3	7.00	.0480
ПКС, 2-й вариант	$1.12 \cdot 10^9$	77.5	15.0	7.50	.0663

Из представленных данных следует, что характеристики потока нейтронов на выходе каналов двух ПКС и канала РУ МАРС в целом достаточно близки. Несколько более «мягкий» спектр на выходе канала РУ МАРС обусловлен, во-первых, большей толщиной слоя модификатора спектра для РУ МАРС и, во-вторых, большей базой (~ 90 см vs 55-60 см). Последнее обстоятельство приводит к большей роли натекания замедлившихся быстрых нейтронов из коллиматора и защиты.

Результаты исследований, часть которых приведена в данной работе, позволили предложить новый класс ядерно- и радиационно-безопасных облучательных установок, которые могут быть применены, в частности, в нейтронной и нейтронозахватной терапии. Эти установки не нуждаются в СУЗ и других системах, свойственных реакторным установкам. При предполагаемом режиме работы 500 час/год накопленная активность продуктов деления в АЗ мала, что обеспечивает радиационную безопасность персонала и населения при всех мыслимых авариях, вплоть до подрыва активной зоны.

Литература

1. Правила ядерной безопасности подкритических стендов ПБЯ ПКС-2005 // Федеральные нормы и правила в области использования атомной энергии. Утверждены постановлением Федеральной службы по экологическому, технологическому и атомному надзору от 4 мая 2005 г. №2.
2. http://www.iba-protontherapy.com/sites/all/themes/ibapt2012/media/pdf/ProteusPLUS_Brochure.pdf. Интернет-ресурс.

3. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. Authors: X-5 Monte Carlo Team // LA-UR-03-1987. April 24, 2003.

4. MCNPX User's Manual Version 2.4.0. Authors: MCNPX Publishing Team // LA-CP-02-408. September 2002.

5. Кураченко Ю.А. Реакторные пучки для лучевой терапии. Расчётные модели и вычислительные технологии / Palmarium Academic Publishing, OmniScriptum GmbH&Co. RG Saarbrücken, Deutschland (ISBN: 978-3-8473-9842-4). 2013, 372 p.

6. Кураченко Ю.А., Казанский Ю.А., Левченко А. В., Матусевич Е.С. Вывод нейтронных пучков и защита медицинского реактора «МАРС» // Известия вузов. Ядерная энергетика. – 2006. – № 4. – С. 36-48.

7. Кураченко Ю.А., Моисеенко Д.Н. МАРС и ТАПИРО: реакторы малой мощности для нейтронозахватной терапии // Ядерная энергетика. – № 1. – 2010. – С. 153-163.

РАЗВИТИЕ ВОЕННО-МЕДИЦИНСКОЙ РОБОТОТЕХНИКИ

Н.С. Дмитриева

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

*Главный научно-исследовательский испытательный центр робототехники
Министерства обороны Российской Федерации, г. Москва*

В ближайшие 15-20 лет прогнозируется бурное развитие робототехники. Роботизация различных сфер жизнедеятельности человека рассматривается как одно из магистральных направлений развития. Важное место в подобных исследованиях занимают медицинские роботы, основное назначение которых – повышение эффективности и качества оказания медицинской помощи при условии минимизации человеческого фактора. С учётом стремительного развития робототехники в России и мире особую актуальность приобретает создание перспективных медицинских робототехнических комплексов (далее МРТК) военного назначения, применение которых позволит решить ряд важных стратегических задач:

- повысить уровень безопасности военно-медицинского персонала при оказании помощи и эвакуации раненых, уменьшить количество потерь и снизить риск инвалидизации;
- создать условия для использования телемедицины и сократить трудозатраты и риски, связанные с человеческим фактором и логистикой;
- повысить качество медицинской помощи, оказываемой в военных условиях и мирной жизни, создать технологии и медицинские изделия двойного назначения.

Учитывая интеграцию различных МРТК в единую систему военной и гражданской робототехники, необходимо рассмотреть общую классификации МРТК. На основе изучения и анализа достижений отечественной и зарубежной медицинской робототехники и передовых технологий производства определена классификация МРТК [1-5]. В зависимости от среды функционирования МРТК подразделяются на следующие группы:

- интрабиологические (внутрибиологические) – конструкция робота полностью погружена во внутреннюю среду организма;
- экстрабиологические – конструкция робота частично погружена во внутреннюю среду организма или вовсе не взаимодействует с ней: воздушные, космические, морские (надводные и подводные), разносредные.

Объектом исследования настоящей работы являются МРТК, которые могут быть использованы для диагностики и лечения военнослужащих и гражданских лиц, а также непосредственно в полевых медицинских частях в условиях, приближенных к боевым. В современной медицине выполнен ряд исследований, которые продемонстрировали высокий тераностический потенциал медицинских роботов. Для создания эффективных МРТК необходимо внедрение современных медицинских изделий в их состав в качестве навесного или дополнительного оборудования. Также важно внедрять современные медико-технические и информационные технологии. При создании подобных изделий необходима синергия специалистов различных сфер деятельности. В общем случае МРТК включают в себя: транспортную базу; навесное оборудование в виде набора съёмных модулей полезной нагрузки (телекамеры, манипуляторы, медицинское оборудование и др.); средства получения информации об окружающей среде, навигационная система, датчики и др.); систему управления движением и энергобазу. В составе навесного оборудования для должно быть предусмотрено диагностическое и терапевтическое оборудование, а именно:

- аппараты искусственной вентиляции лёгких и наркоза; аспираторы, поддерживающие проходимость дыхательных путей и генераторы кислорода;
- датчики температуры воздуха, система нагрева и климат-контроля с применением технологий очистки воздуха, ионирования и йодирования;
- средства иммобилизации и фиксации раненого; отсосы, светильники и др., необходимые для проведения малоинвазивных вмешательств, системы микрооптики для визуализации ранений, ожогов и т.д.;
- беспроводные микромощные системы кардиомониторинга, электроэнцефалографии и др.
- видеокамера, электронный стетоскоп, радиопередатчик, позволяющий медицинскому персоналу общаться с раненым;

- портативный рентген (С-дуга), бесконтактный радар для оценки витальных функций раненого, ультразвуковые анализаторы;
- система венепункции и визуализации периферических вен на основе электроимпедансометрии для оказания первой помощи и поддерживающей терапии;
- универсальные шприцы-дозаторы с системой дезинфекции с одноразовыми расходными материалами;
- система заморозки и купирования ран и повреждений головного мозга;
- устройства измерения температуры внутренних и кожных тканей на основе микроволновой радиотермометрии и инфракрасной термографии;
- миксеры донорской крови, устройства дозирования донорской крови, устройства для размораживания продуктов крови, холодильные камеры, нестандартное и вспомогательное медицинское оборудование;
- использование серийно-выпускаемой транспортной базы и систем укрытий для организации пунктов медицинского обслуживания.

Для качественного рывка в создании МРТК необходимо создать условия для развития технологий осуществления поиска раненых и пострадавших в сложных условиях боевой обстановки и создания систем биомониторинга военнослужащих, интегрирования систем жизнеобеспечения и переноски раненых. Кроме того, для эффективного решения военно-медицинских задач необходимо использование манипуляторов с заданными характеристиками, необходимыми для решения задач роботопогрузки раненого, купирования ран и забору анализов. Манипуляторы робота должны быть приспособлены к работе с пострадавшими, получившими различные повреждения и находящимися в различных позах. Однако, как и любая технология, роботизация медицинской помощи имеет свои общие недостатки, из которых особо можно выделить следующие: высокая стоимость оборудования, продолжительность его настройки, длительность и стоимость обучения. Также существенно затрудняет процесс работы отсутствие возможности пропальпировать ткани и органы, чего требуют некоторые оперативные манипуляции. Поэтому финансовые аспекты создания, эксплуатации, ремонта и утилизации должны оцениваться с точки зрения возможностей минимально достаточного финансирования и целесообразности разработки. Актуальна задача совершенствования нормативно-технической базы и общих тактико-технических требований в отношении МРТК. Очевидно, что многие требования могут быть сегодня достаточно легко сформулированы и описаны, но в части программного обеспечения все не так очевидно. Основные требования к МРТК должны охватывать следующие группы требований: требования общетехнического характера, комплементарные требованиям на военные изделия; требования к медицинским изделиям; требования к программному и алгоритмическому обеспечению.

Литература

1. Рудианов Н. А., Хрущев В. С. Обоснование облика боевых и обеспечивающих робототехнических комплексов Сухопутных войск // Инженерный журнал: наука и инновации. – 2013. – № 8. – С. 1-8.
2. Гаврюшин С.С., Даниленко К.Б. Медицинские роботы с перистальтическим принципом движения // Машины и установки: проектирование, разработка и эксплуатация. 2015. № 1. С. 1-11.
3. Атрощенко А.О., Поздняков С.В. История развития роботизированной хирургии и ее место в современной колопроктологии: обзор литературы // Злокачественные опухоли. – 2014. – № 1 (8). – С. 3-13.
4. Робот-ассистированная хирургия в онкогинекологии/ В.И. Краснопольский [и др.] // Онкогинекология. – 2014. – № 3. – С. 23-31.
5. Применение капсульного миниробота в медицине / Седанкин М.К. [и др.] // Качество и жизнь. – 2017. – № 3 (15). – С. 96-104.

КОРРЕЛЯЦИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ ПЕНОПОДОБНЫХ МАТЕРИАЛОВ С ОПТИЧЕСКИМИ ТРАНСПОРТНЫМИ ПАРАМЕТРАМИ

Д.В. Цыпин

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент С.А. Ювченко

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

В настоящее время активно расширяется спектр применений полимерных материалов в различных областях техники и технологий. Одним из перспективных направлений развития в этом ключе является медицина, в частности, тканевая инженерия. Восстановление травматических дефектов, костных тканей остаётся важной медицинской проблемой. В данной области существует ряд неразрешенных проблем: поиск биосовместимых, прочных, биodeградируемых материалов. Одним из решений данных проблем является изготовление имплантатов с добавлением биоактивных добавок на основе скаффолдов (от англ scaffold), которые с большой точностью соответствуют повреждённому участку кости и не имеют иммунологического отторжения.

Скаффолды являются объёмными волокнистыми или пористыми матрицами, которые служат каркасом для активного роста клеток. Они должны обладать рядом требований и свойств, коими являются выше упомянутые биосовместимость, биodeградация, отсутствие иммунологического отторжения, скорость биологического разложения, безопасность (нетоксичность) для организма.

Также очень важно правильно выбрать материал для изготовления скаффолдов. Выделяют три группы материалов: природные полимеры, синтетические полимеры и керамика. Каждый из этих групп материалов обладает своими положительными и отрицательными качествами, а так же особенностями изготовления и прочих факторов. Преимуществом синтетических полимеров является то, что искусственным путём можно получить определённую форму каркаса и его механическую прочность, оба этих фактора являются основными составляющими изготовления скаффолда. В свою очередь синтетические полимеры делят на биоразлагаемые и небiorазлагаемые. Биоразлагаемые (биodeградируемые) полимеры – материалы, разрушающиеся в результате естественных природных (микробиологических и биохимических) процессов на нейтральные для организма человека вещества.

Полилактид – биоразлагаемый, биосовместимый, термопластичный, алифатический полиэфир, мономером которого является молочная кислота. Существует два способа синтеза полилактида: поликонденсация молочной кислоты и полимеризация лактида. Полилактид легко разлагается в биологической среде и при нахождении в ней – не оказывает вредных воздействий. В зависимости от условий синтеза, можно добиваться тех свойств полилактида, которые бы удовлетворяли поставленной задаче[1]. Одним из базовых материалов служит стереокомплекс с высокой температурой плавления из чистых L- и D-линий полилактида. Лактид проявляет оптическую активность – существует в виде двух L- и D-стереоизомеров, являющихся зеркальным отображением друг друга. Меняя относительное содержание форм в полилактиде, можно задавать желаемые свойства. К недостаткам полилактидов можно отнести локальные закисления из-за продуктов распада, которые, в свою очередь, могут привести к воспалительным процессам при внесении полилактида в организм а также плохую прочность при сжатии что приводит к дополнительным требованиям контроля при восстановлении пациентов.

Весьма неожиданным фантомным материалом полилактидных матриц оказалась пеноподобная структура – пена для бритья производителя «Gillette». Данный фантом, с одной стороны обладает очень близкими к полилактидным матрицам структурными и геометрическими характеристиками, с другой позволяет варьировать их в весьма широком диапазоне за счет изменения времени эволюции структуры. Целью работы являлось изучение связи между структурными и оптическими свойствами изучаемого материала в процессе эволюции. Методика эксперимента заключалась в том, что в герметичную кювету вводился вспененный материал и на различных временных промежутках снимались показания коэффициентов диффузного и коллимированного пропускания и делались фотографии структуры изучаемого материала с помощью светового микроскопа. Коэффициенты пропускания регистрировались

спектрометрической системой на основе Ocean Optics QE 65000 с галогеновой лампой в качестве источника излучения. Стоит отметить плавный непрерывный рост размеров пузырей с течением времени (рис. 1).

Для распознавания и определения размеров структурных элементов использовался метод Кэнни, реализованный в программной среде MatLab. Данный метод используется для обнаружения границ объектов. Для уменьшения влияния шума в методе используется два порога – удаляются «слабые» границы. Верхний порог используется для уменьшения влияния шума и инициализации кривой. Нижний порог используется для того, чтобы не потерять часть информации о форме объекта. Также ищутся локальные максимумы, т. е. границы отмечаются там, где градиент изображения приобретает максимальное значение, таким образом, немаксимумы подавляются. Алгоритм Кэнни обладает рядом преимуществ, важных для реализации текущей задачи, а именно - имеет хорошее обнаружение объектов, хорошую локализацию и однозначный отклик на одну границу.

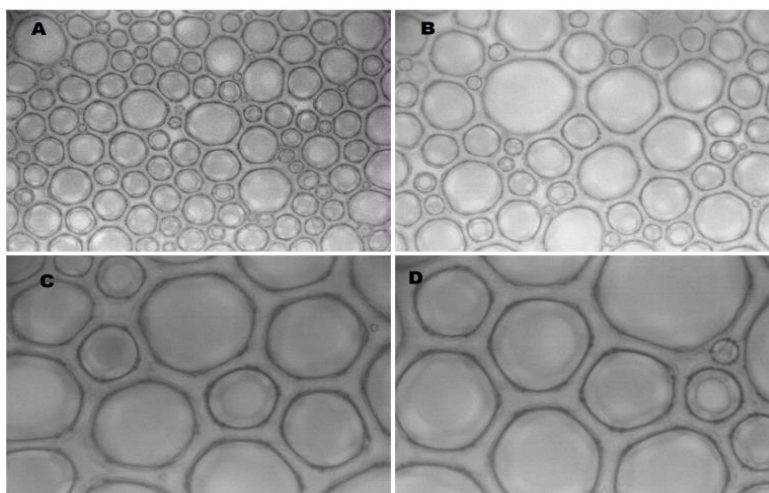


Рис. 1. Фотографии вспененного материала, полученные при помощи микроскопа на различных стадиях эволюции: А- 71 мин, Б – 211 мин, В – 1205 мин, Г — 1478 мин

Алгоритм детектора границ не ограничивается вычислением градиента сглаженного изображения. В контуре границы оставляются только точки максимума градиента изображения, а не максимальные точки, лежащие рядом с границей, удаляются. Здесь также используется информация о направлении границы для того, чтобы удалять точки именно рядом с границей и не разрывать саму границу вблизи локальных максимумов градиента. Затем с помощью двух порогов удаляются слабые границы. Фрагмент границы при этом обрабатывается как целое. Если значение градиента где-нибудь на прослеживаемом фрагменте превысит верхний порог, то этот фрагмент остается также «допустимой» границей и в тех местах, где значение градиента падает ниже этого порога, до тех пор, пока она не станет ниже нижнего порога. Если же на всем фрагменте нет ни одной точки со значением большим верхнего порога, то он удаляется. Такой гистерезис позволяет снизить число разрывов в выходных границах.

Включение в алгоритм Кэнни шумоподавления с одной стороны повышает устойчивость результатов, а с другой – увеличивает вычислительные затраты и приводит к искажению и даже потере подробностей границ. Перед применением метода, обычно переводят изображение в оттенки серого, для увеличения вычислительного быстродействия.

Фрагмент алгоритма для детектирования окружностей:

- **img = imread('xxx.jpg');** – открытие искомого изображения.
- grayimg = rgb2gray(img);** – перевод изображения в оттенки серого
- **grayimg = imadjust(grayimg);** – контрастирование.
- **bw = edge(grayimg,'canny', 0.15, 2);** – выделение границ методом Кэнни.

- **edge** – предполагает использование метода Кэнни.
- **bw = imfill(bw,'holes');** – залив замкнутых областей изображения.
- **se = strel('disk',1);** – формирование структурной матрицы
- **bw = imopen(bw,se);** – стирание тонких линий
- **[B,L] = bwboundaries(bw);** – вывод двух результатов два результата. **B** – ячеечный массив размера $P \times 1$, где P – кол-во объектов на изображении. Элементы массива **B** – матрицы размером $Q \times 2$, где Q – количество пикселей, принадлежащих границе соответствующего объекта. Строки матрицы **Q** – координаты этих граничных пикселей. **L** – матрица, размер которой равен размеру изображения, содержащая неотрицательные числа, которые соответствуют замкнутым областям. Регион с номером k на матрице **L** обозначается элементами со значением k . Фон соответствует 0.

- **stats = regionprops(L,'Centroid','EquivDiameter');** – эта функция создает массив структуп **stats**, поля элеметнов которого **Centroid** и **EquivDiameter** содержат соответственно координаты центра области и (в нашем случае) диаметр области.

Пример распознавания по данному алгоритму приведен на рис. 2.

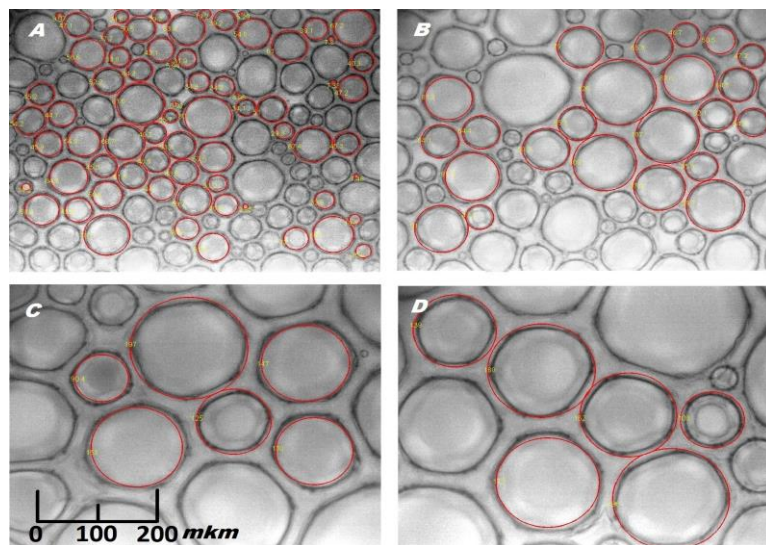


Рис. 2. Реализация алгоритма в среде MatLab:
А – 71 мин, Б – 211 мин, В – 1205 мин, Г – 1478 мин

В результате обработки изображений для различных времен эволюции был обнаружен рост среднего значения размеров пузырей, а также изменения в распределении (рис. 3), что, в свою очередь, влечёт за собой изменение оптических свойств материала. Временная динамика среднего радиуса пузырей приведена на рис. 4.

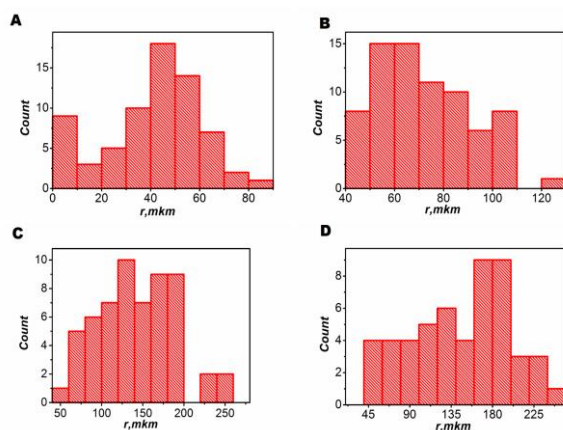


Рис. 3. Гистограммы распределения радиусов пузырей в различные моменты времени эволюции; А – 71 мин, В – 211 мин, С – 1205 мин, D – 1478 мин

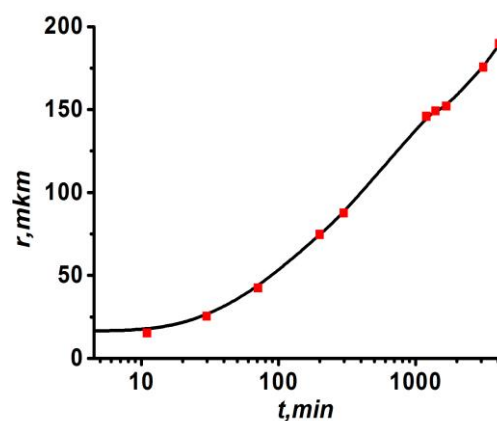


Рис. 4. График зависимости средних размеров пузырей от времени

В рамках классических представлений об оптике рассеивающих сред, интенсивность света, в зависимости от толщины образца изменяется по экспоненциальному закону Бугера-Ламберта-Бера [2]:

$$I(L) = I_0 e^{-(\mu_s + \mu_a)L},$$

где I_0 – интенсивность падающего света,

I – интенсивность света при толщине образца L ,

μ_s – коэффициент рассеяния,

μ_a – коэффициент поглощения (в нашем случае $\mu_a = 0$, так как среда не поглощает).

Приведенный закон был проверен в серии экспериментов, результаты которых приведены на рис 5. Точками обозначены результаты измерения интенсивности прошедшего коллимированного излучения для различных толщин образца, сплошными линиями соответствующих цветов – закон Бугера с подгонкой транспортной длины в показателе экспоненты методом Левенберга-Марквардта. В результате данных операций была восстановлена одна из оптических транспортных характеристик – длина рассеяния для различных времен эволюции структуры и построена её однозначная взаимосвязь с геометрическими характеристиками изучаемой структуры – средним радиусом пузырей (рис. 6).

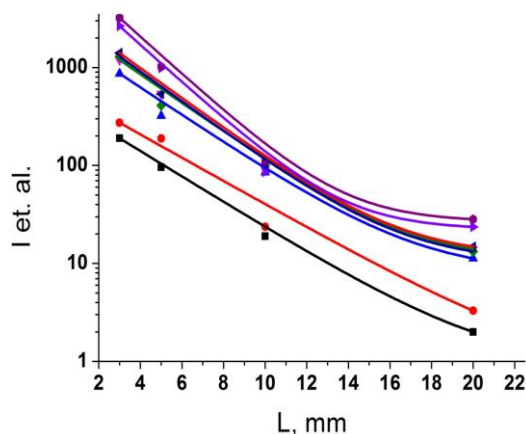


Рис. 5. График зависимости интенсивности от толщины исследуемого образца во время эволюции

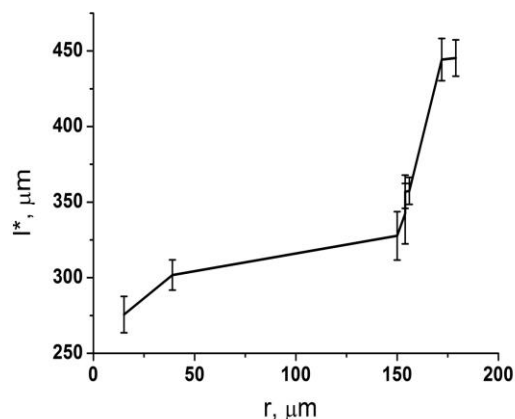


Рис. 6. График зависимости длины рассеяния от размеров пузырей

В работе была установлена корреляция структуры и оптических свойств пеноподобного материала. Транспортная длина и размеры пузырей зависят от времени старения пены. Увеличение радиусов пузырей влечёт за собой немонотонное увеличение длины рассеяния, что, предположительно, может быть связано с параллельным изменением других параметров структуры, существенно влияющих на оптические характеристики (например, объемная доля жидкости в общем объеме пены)[3], с другой стороны, данный факт может свидетельствовать о смене механизмов рассеяния и переходу от режима рассеяния Ми в геометрическую оптику.

Литература

1. Тимашев П. С. и др. Формирование пористых матриц из сополимеров лактида и ϵ -капролактона в среде сверхкритического диоксида углерода // Сверхкритические флюиды: Теория и практика. – 2015. – Т. 10. – № 4. – С. 42-51.
2. Борен К., Хафмен Д. Поглощение и рассеяние света малыми частицами. – 1986.
3. Vera M. U., Saint-Jalmes A., Durian D. J. Scattering optics of foam // Applied Optics. – 2001. – Т. 40. – №. 24. – С. 4210-4214.

ДОЗИМЕТРИЯ КОСТНЫХ СТРУКТУР ПРИ ИНТЕНСИВНОЙ РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ МЕТАСТАЗОВ В КОСТИ С РАДИОФАРМПРЕПАРАТОМ НА ОСНОВЕ ^{153}Sm

О.П. Александрова, Е.В. Снигирев¹, А.Н. Клёпов², Ю.А. Кураченко
Научный руководитель: д.ф.-м.н., Ю.А. Кураченко

Обнинский институт атомной энергетики – филиал НИЯУ МИФИ

¹ГНЦ Физико-энергетический институт имени А.И. Лейпунского,

²НПП ООО «Дионис», г. Обнинск

С целью создания системы дозиметрического обеспечения паллиативной радионуклидной терапии больших активностей с РФП на основе ^{153}Sm (до 30 мКи/кг веса больного), именуемое ИРНТ, на базе программных кодов Монте-Карло MCNPX и EGSnrc разработаны модели облучения для излучателей, распределённых в метастазах (шаровые модели) вблизи здоровых костных и мягких тканей, и – в поражённых метастазами позвонках. На базе разработанных расчётных моделей определены поля излучений (флюенсов) и удельных поглощённых доз (ПД) внутри и вне областей метастазов. Эти данные, при известных распределениях активностей ^{153}Sm в костных тканях, позволяют спрогнозировать величины и распределение ПД в здоровых костных и мягких тканях, соседствующих с активными метастазами, и, исходя из критерия не превышения пределов толерантности для критических органов (КО), смежных с метастазами, рекомендовать безопасные значения лечебных активностей (ЛА) планируемой ИРНТ.

Настоящая разработка отвечает активно развивающемуся за рубежом направлению паллиативной радионуклидной терапии (ПРНТ) костных метастазов, для которого характерно применение высоких и сверхвысоких значений активности лечебных остеотропных РФП (в основном, на основе ^{153}Sm) – до (3-30) мКи ^{153}Sm /кг веса больного. Успешность исхода такого рода РНТ, весьма «напряжённой» и весьма радиотоксичной для организма пациентов в целом, обусловлена, прежде всего, эффективностью вспомогательной терапии, включающей послетерапевтическую инфузию пациентам «заготовки» их собственных здоровых прогениторных клеток, заблаговременно извлечённых у них. Данная, поддерживающая терапия, позволяет обеспечить быструю репопуляцию здоровых клеток красного костного мозга (РЕМ) после проведения РНТ, несмотря на весьма высокие уровни облучения, формирующиеся в областях его локализации, а также – в короткие сроки стабилизировать показатели общего состояния организма пациентов, включая показатели тромбоцитов и лейкоцитов в крови. Данная паллиативная РНТ больших ЛА РФП, именуемая далее «интенсивная РНТ» (ИРНТ), практикуется пока только за рубежом, и считается там одной из

ключевых перспективных стратегий РНТ. Литературный анализ, проведенный авторами, показал, что методы дозиметрического обеспечения технологии ИРНТ проработаны недостаточно, в частности, отсутствуют методики и практика контроля вероятного значительного переоблучения ряда критических органов (КО) пациентов, которое, как показано авторами, там имеет место систематически. При назначении в «стандартной» ПРНТ ЛА до уровня 1 мКи ^{153}Sm /кг веса больного, реализуемые ПД в большинстве КО были вполне безопасными, или даже малыми, поэтому систематический их контроль в клиниках не проводится. Использование ИРНТ резко меняет ситуацию: возникает необходимость тщательной оценки уровней облучения самых разнообразных критических структур: костных (РЕМ и эндост) – в прилегающих к активным метастазам здоровых костных тканях, поскольку при ИРНТ значительно возрастают их эффективные объёмы, подвергаемые повышенному облучению от РФП, аккумулярованного в метастазах в очень высоких значениях, а также участков лёгочной, сердечной ткани, стенок крупных сосудов, внутренних органов, участков головного и спинного мозга, нервных узлов, и т.д., соседствующих с активными метастазами в прилегающих костях. Принимая во внимание эти факты, и предполагая вероятные перспективы реализации технологии ИРНТ в РФ на базе отечественного РФП (^{153}Sm -оксабифор), авторами предприняты усилия по разработке соответствующих расчётных методик и оценки уровней возможного облучения указанных КО пациентов от излучателей, распределённых в активных метастазах – в рамках дозиметрического планирования ИРНТ с назначением больших лечебных активностей ^{153}Sm .

Материалы и методы: 1) На базе программных комплексов метода Монте-Карло MCNPX и *EGSnrc* разработаны расчётные модели определения полей излучений (флюенсов) и ПД в объёмах костных метастазов и в их окрестности (в смежной здоровой костной и в мягкой ткани) – для шаровых моделей опухолей (с радиусами в интервале [0,5-2,0] см), с распределённым в них равномерно нуклидом ^{153}Sm . Физически костные метастазы и прилегающие кости моделируются гомогенными структурами с элементарным составом, отвечающим стандартам ICRP, и соответствующими эффективными плотностными характеристиками. 2) Также на базе программных комплексов метода Монте-Карло MCNPX и *EGSnrc* разработаны расчётные модели определения полей излучений (флюенсов) и ПД в объёмах ряда костных структур – шейного, грудного, и поясничного позвонков – для излучателя ^{153}Sm , распределённого в центральных областях их костной ткани. В качестве примера, см. рис. 1-2, приведены параметры разработанной модели позвонка: $d = 2$ см; $D_1 = 5,2$ см; $D_2 = 6,5$ см; $a = 4,5$ см. Данные расчётные модели отражают типичную клиническую картину тотального поражения метастазами тела позвонков, в котором РФП может накапливаться в значительных величинах. В данной ситуации важно приять

во внимание вероятный уровень ПД, реализованных в центральной мягкой-тканной компоненте позвонков, где располагается ряд соответствующих критических структур, в частности, такие важные, как спинной мозг и нервные разветвления от него, артериальные и венозные сосуды.

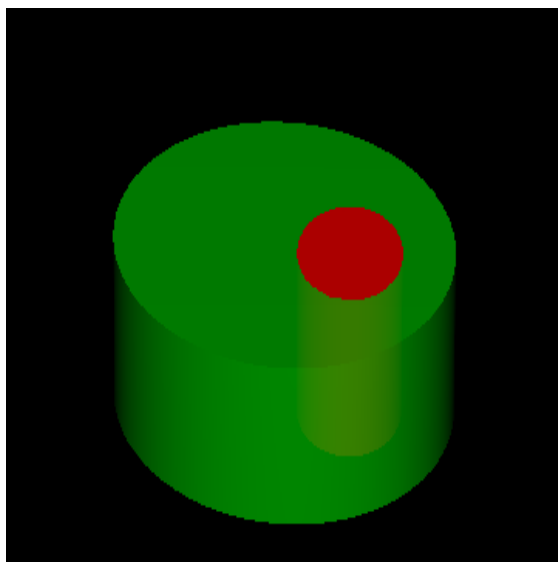


Рис. 1. Расчётная модель поясничного позвонка, реализованная в программных кодах Монте-Карло.

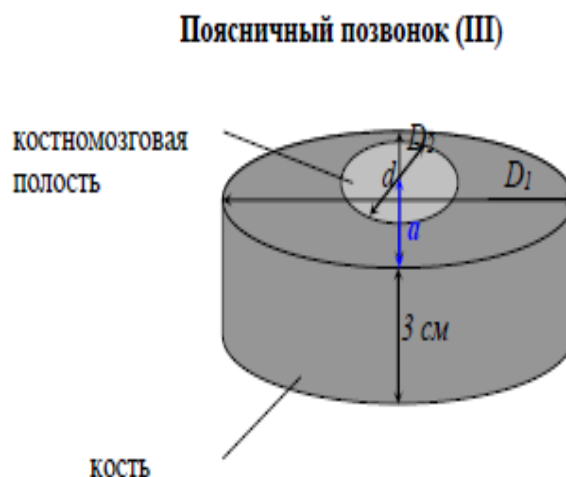


Рис. 2. Расчётная модель поясничного позвонка: структура и геометрия модели позвонка

Для ^{153}Sm рассчитаны поля излучений (флюенсов), поля ПД (в значениях удельных ПД), в объёмах и в окрестности метастазов, во внутренней области шейного, грудного, и поясничного позвонков, поражённых метастазами. При этом оценены пространственные зависимости вкладов в ПД собственного β - и γ -, а также тормозного излучений. Полученные зависимости приведены в удобных для последующих алгоритмов дозиметрии ИРНТ удельных значениях (т.е., значениях полевых характеристик, отнесённых к 1 распаду нуклида), они позволяют, при известных (идентифицированных в ходе сканирования пациента с меткой РФП, [1]) значениях активностей ^{153}Sm , на основе простых алгоритмов спрогнозировать величины и распределение ПД в здоровых костных и мягких тканях, соседствующих с активными метастазами, и, исходя из критерия не превышения пределов толерантности КО, рекомендовать безопасные значения лечебных активностей планируемой ИРНТ. В качестве примера на рис. 3, 4 приведено пространственное распределение ПД и вкладов β - и γ -излучений ^{153}Sm в ПД внутри и вблизи костного метастаза радиуса 2 см, а также – во внутренней области (включая спинномозговой канал) поясничного позвонка, поражённого метастазами.

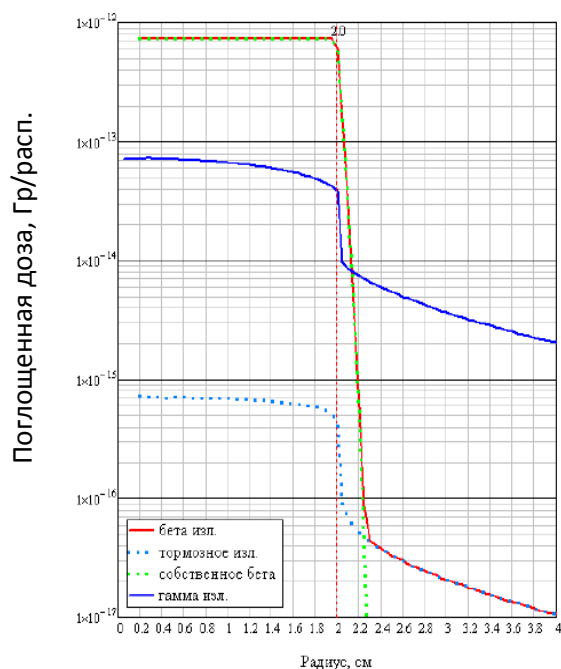


Рис. 4. Пространственное распределение ПД и вкладов β - и γ - излучений ^{153}Sm в ПД внутри и вблизи костного метастаза радиусом $r = 2$ см

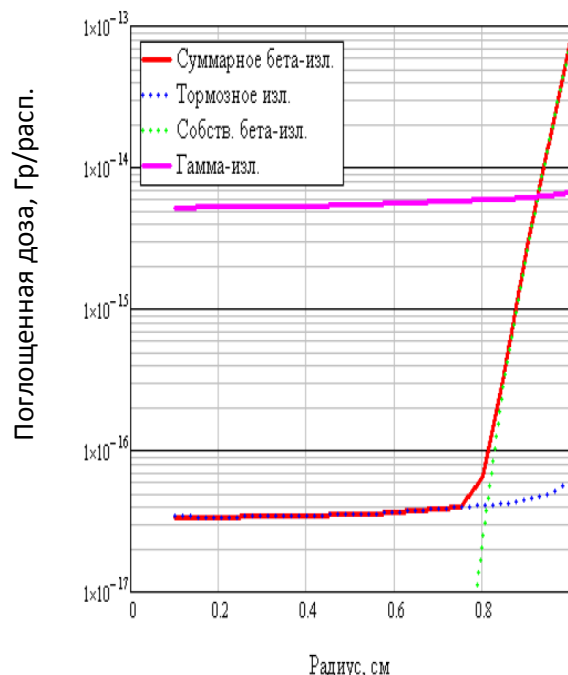


Рис. 3. Пространственное распределение ПД и вкладов β - и γ - излучений ^{153}Sm в ПД во внутренней области поясничного позвонка, поражённого метастазами

Литература

1. Александрова О.П. Методы идентификации активностей и определение поглощённых доз при проведении радионуклидной терапии костных метастазов с РФП на основе ^{153}Sm : дис. ...к.ф.-м.н. – М.: МГУ им. М. В. Ломоносова, 2011. – 157 с.

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ПОЛИАМИДНОГО РАСТВОРА И НЕТКАНОГО МАТЕРИАЛА С АНТИБАКТЕРИАЛЬНОЙ ДОБАВКОЙ ПОЛИГЕКСАМЕТИЛЕНГУАНИДИН ГИДРОХЛОРИД

Э.Н. Валиулина, Г.П. Любунь, С.А. Климова, И.В. Федусенко
Научный руководитель проекта: доцент С.А. Климова

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

На основе изученных ранее проведенных исследований [1,2] свойств полиамида и полиамидных материалов известно, что он обладает рядом полезных и перспективных свойств, одно из которых биосовместимость. Это позволяет применять его в медицине в качестве шовных нитей, раневых и других повязках медицинского назначения. Путем добавления

антисептика в полиамидный раствор, волокно приобретает заживляющие свойства. Данный материал во многом превосходит другие бактерицидные материалы и повязки. К примеру, полиамидный материал с добавлением антисептика способен удерживать микробы, тем самым защищая рану от повторного заражения. Нетканые материалы очень удобны в ожоговой медицине, т.к они превосходят обычные раневые повязки по стерильности, а так же тонкости (диаметр волокна от 1.5 нм до нескольких микрон), вследствие чего быстрее начинают свое действие [3].

Для создания нетканых материалов готовили прядильный раствор на основе полиамида-6, который растворяется в сильных протонных кислотах. Данный полимер растворяется в муравьиной (МК) и в уксусной (УК) кислоте, поэтому использовалась смесь этих кислот в соотношении 2:1. Опытным путем были подобраны оптимальные концентрации прядильных растворов полиамида-6 с антибактериальной добавкой ПГМГ ГХ [4]: 10, 12 и 15% ПА-6 с добавкой 15 и 30% ПГМГ ГХ от массы ПА-6. При исследовании физико-химических свойств растворов, а именно, плотности $\rho_{р-ра}$, вязкости η и электропроводности S раствора были получены результаты, из которых следует, что увеличение концентрации полиамида в растворе приводит к увеличению вязкости растворов ПА-6. При этом, чем хуже термодинамическое качество растворителя; больше молекулярная масса полимера; шире молекулярно-массовое распределение; жестче полимерные цепи; ниже температура раствора, тем в большей степени будет увеличиваться вязкость. Кислотность (pH) раствора составила 1.

Можем предположить, что это связано с размерами макромолекул: при добавлении антисептической добавки ПГМГ ГХ, чьи макромолекулы больше, чем макромолекулы ПА-6, наблюдается рост межмолекулярного взаимодействия клубков, эта взаимосвязь тем сильнее, чем больше размер макромолекул. Когда градиент скорости увеличивается, межмолекулярное взаимодействие снижается, что приводит к уменьшению вязкости раствора. Вследствие малой вязкости, подвижность молекул возрастает, что объясняет увеличение электропроводности [5].

Получение нетканого материала на основе ПА-6 с ПГМГ ГХ в процессе электроформования проводилось на установке Nanospider NS 200 Lab. При этом контролировались следующие параметры: расстояние между электродами, температура, влажность, количество оборотов цилиндрического электрода в ванночке с прядильным раствором, сила тока и напряжение, подаваемое на электроды. В результате получены нетканые материалы на основе ПА-6 с ПГМГ ГХ.

Исследовали поверхностную плотность и воздухопроницаемость нетканого материала на основе ПА-6 с антисептической добавкой ПГМГ ГХ. Данные исследования показали, что поверхностная плотность полиамидного материала увеличивается незначительно с 2,1 до 2,9 г/м² при увеличении концентрации прядильного раствора с 10% до 15%. При

добавлении антисептической добавки ПГМГ ГХ происходит значительное увеличение поверхностной плотности материала с 2,4 до 4,5 г/м². В свою очередь, воздухопроницаемость материала на основе ПА-6 падает с 10 до 5 мм/с при увеличении концентрации ПА-6 в растворе. При рассмотрении материала на основе ПА-6 с ПГМГ ГХ воздухопроницаемость, наоборот, значительно увеличивается, практически в 2,5 раза.

Для подтверждения бактерицидных свойств данных материалов была проведена проверка эффективности TSI – тестер на микроорганизмы. Исследовалась возможность проникновения микроорганизмов, а именно золотистых стафилококков размером 0,5-1,5 мкм [6]. На основании проведенного анализа TSI установлена эффективность задерживания материалами микроорганизмов размерами от 0,3 мкм, эффективность свыше 99,99% доказывает возможность использования данных нетканых материалов в качестве дополнительного защитного слоя на бактерицидных пластырях.

В результате работы получены нетканые материалы на основе ПА-6 с антисептической добавкой ПГМГ ГХ. Показано, что с увеличением концентрации ПА-6 в растворе происходит незначительное увеличение плотности, вязкости и электропроводности раствора, а также поверхностной плотности полученного нетканого материала на его основе. При добавлении антисептической добавки в раствор происходит значительное увеличение вязкости раствора при практически неизменном значении плотности раствора, а также поверхностной плотности и воздухопроницаемости нетканого материала. Электропроводность раствора выше относительно чистого полиамидного раствора в 1,5 раза. Показано, что воздухопроницаемость полиамидного материала уменьшается с увеличением концентрации.

Литература

1. Марычев С.В., Калинин Б.А. Полимеры в медицине: учеб. пособие. Владим. гос. ун-т; Владимир, 2001. – С. 5-18.
2. Севастьянова В.И., Кирпичникова М.П. Биосовместимые материалы. М.: Мед. информационное агентство, 2011. – С. 177-179.
3. Светлов Д.А. Биоцидные препараты на основе производных полигексаметиленгуанидина // Жизнь и безопасность. 2005. № 3-4. 5 с.
4. Доброхотский О.Н., Зиновьев Г.А., Воинцева И.И. Изучение биоцидного действия интерполимерного покрытия на основе полигексаметиленгуанидина // Медицина экстремальных ситуаций. – 2011. – № 1. – С. 97-104.
5. Черкес Ф.К., Богоявленская Л.Б., Бельская Н.А. Стафилококки // Микробиология. – М.: Медицина, 1986. – 248 с.

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В МЕДИЦИНЕ

А.Н. Виноградова

Научный руководитель: д.м.н., профессор С.З. Бурневич

Консультант: зав. лабораторией Д.А. Соловьев

*Московский государственный технический университет
им. Н.Э. Баумана, г. Москва*

Возрастающая информационная нагрузка, ограниченность временных ресурсов, отсутствие возможности своевременной консультации с компетентными экспертами и недостаток опыта или знаний в конкретной области являются основными проблемами, с которыми может столкнуться специалист. Особенно ярко данная ситуация проявлена в области медицины, так как врачам для сохранения здоровья и жизни пациента необходимо оперативно принимать решения при постановке диагноза, например, при дифференциальной диагностике в неотложной хирургии. На сегодняшний день почти в каждой предметной области прослеживается использование интеллектуальных систем, которые оказывают поддержку в принятии решений специалисту. Главной задачей системы поддержки принятия решений (СППР) является помощь ответственному лицу, которая заключается в оценке возможных альтернатив, анализе последствий принятия того или иного решения и выборе лучшего варианта.

Использование СППР позволяет применять накопленные знания опытных специалистов. Для поддержания актуальности СППР при ее проектировании необходимо предусматривать пополнение базы данных, составляющей важный информационный ресурс, и регулярное обслуживание функционирования системы в виде уточнения взаимосвязей между входящим запросом и получаемым результатом. При обновлении базы данных следует отметить, что доступ для внесения дополнительной информации должны иметь лишь квалифицированные специалисты, прошедшие определенную аккредитацию в рамках работы с данной СППР. Такие ограничения особенно важны при использовании систем, связанных с принятием жизненно важных решений в области медицины, где ценой ошибочной интерпретации может служить жизнь и здоровье пациентов.

Все СППР в медицине принято классифицировать на три основные категории. К самому распространенному виду систем относятся ассистирующие системы, широко применяемые в клинической практике. Тестирующие система обычно используется при обучении или при повышении квалификации специалистов, а аналитические системы нашли широкое применение при проведении научных исследований [1].

Обычно для СППР в клинической медицине определяют следующие функции [2]:

- проведение дифференциальной диагностики в большом спектре заболеваний, в том числе редких;
- эффективность принятых решений вне зависимости от выраженности клинических проявлений патологического состояния и с учётом сопутствующих заболеваний пациента;
- анализ динамики патологического процесса и прогноз потенциально возможных неблагоприятных ситуаций;
- оценка состояния в режиме «реального» времени за счет информации, поступающей с мониторинго-приборных комплексов.

Однако учет всех перечисленных функций требует значительных ресурсных затрат не только во время разработки, но и при обеспечении актуальности системы в процессе применения. Также не учитываются особенности ситуаций клинической практики при оказании медицинской помощи в условиях дефицита времени, ограниченности или полного отсутствия возможности проведения дополнительных исследований, неполноты диагностических данных, в частности в условиях работы врачей скорой помощи или при работе в удаленных районах.

На сегодняшний день применение СППР как существующих, так и разрабатываемых направлено на использование в достаточно узких профильных областях [3]. Данная специфичность особенно заметна в области систем, применяемых в клинической практике, начиная с возможности прогнозирования эпилептических припадков по результатам анализа электроэнцефалограмм и заканчивая предоставлением вероятного исхода при перитоните и возможных вариантов завершения операции [4].

Процесс функционирования СППР схематично представлен в форме на рис. 1 в виде блока с входными и выходными параметрами.

Применительно к задачам медицины в области диагностики под объектом оптимизации следует понимать соответствие набора значений диагностируемых параметров действительному патологическому состоянию пациента. Исходя из общей структурной схемы видно, что входные параметры могут быть контролируемыми, регулируемыми и неконтролируемыми. Контролируемыми входными параметрами является набор симптомов пациента, в качестве регулируемых – необходимость проведения дополнительных исследований и процедур. Также существует вероятность поступления пациента в бессознательном состоянии, сложности вербального контакта с людьми преклонного возраста или пациентами с психоневрологическими заболеваниями. Получение неполных данных о пациенте характеризуется неконтролируемыми входными параметрами. Выходными данными объекта оптимизации является соотношение вероятных диагнозов.

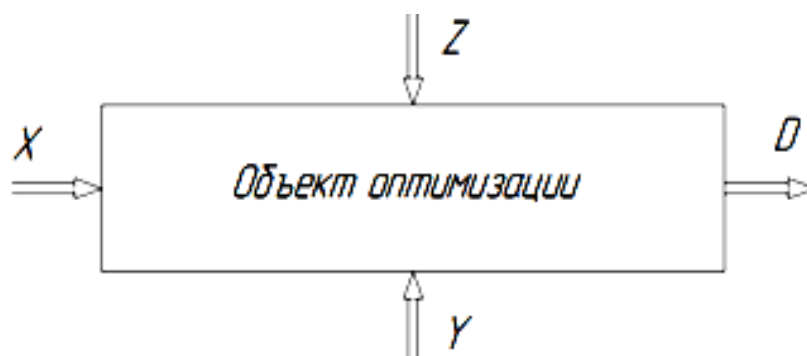


Рис. 1. Общий структурный вид системы поддержки принятия решений
 X – контролируемые входные параметры; Y – регулируемые входные параметры;
 Z – неконтролируемые входные воздействия; D – выходные данные объекта

Если рассмотреть процесс функционирования СППР как часть взаимодействия врача с пациентом, то входные и выходные данные можно представить в виде информационных потоков, которые система получает, обрабатывает и, соответственно, выдает в качестве результата. На рисунке 2 представлен общий вид структурной схемы СППР.

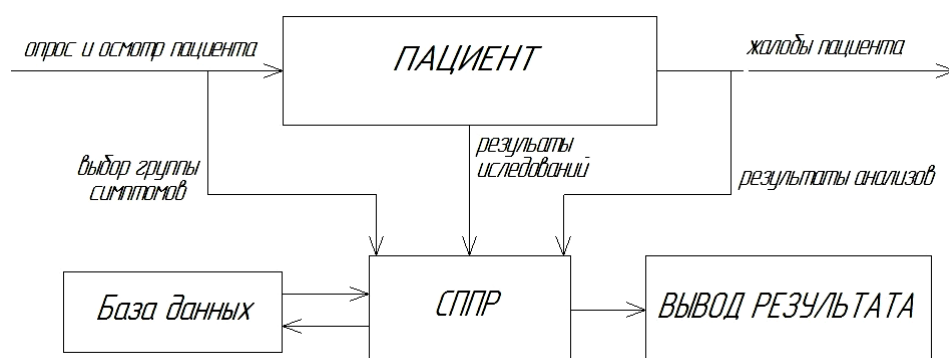


Рис. 2. Структурная схема функционирования
 диагностической системы поддержки принятия решений

Выбирая группы симптомов, врач ограничивает область принятия решений. В качестве входных данных в представленной выше структурной системе выступают результаты осмотра и опроса пациента. Например, в абдоминальной хирургии эта информация заключается в результатах проведения аускультации, пальпации и перкуссии живота пациента, получение данных анамнеза заболеваний, выяснение наличия определенных симптомов. Непосредственно от пациента в систему напрямую передаются значения результатов исследований, полученные в ходе осмотра, такие как замер температуры, получение данных прикроватных параметров системной гемодинамики, проведение ультразвукового исследования и т.д. В качестве результата система в ходе обработки полученных данных и

сравнения их соответствия определенным патологическим состояниям, описанным в базе данных, выдает процентное соотношение вероятности определенного диагноза, а также рекомендации возможных дополнительных диагностических процедур, если они не были проведены в силу обстоятельств, для уточнения конкретного вида заболевания.

Таким образом, при разработке медицинской диагностической СППР врача необходимо учитывать следующие особенности:

- Функционирование системы строится на пополняемой экспертной базе данных, доступ к редактированию которой имеет ограниченный круг специалистов-профессионалов в данной области.

- Система не должна быть излишне перегружена, чтобы обеспечить как достаточно быстрое введение данных, так и получение результатов, а это подразумевает специализацию системы.

- Пользователь системы должен иметь возможность получать результаты даже в условиях ограниченности времени и дополнительной информационной поддержки.

- Система обеспечивает не окончательный результат диагностики, а только вероятностное распределение, с указанием рекомендаций по уточнению данных.

Литература

1. Литвин А.А. Системы поддержки принятия решений в хирургии / А.А. Литвин, В.А. Литвин // Новости хирургии. – 2014. – Т. 22. – № 1. – С. 96-98.
2. Кобринский Б.А. Системы поддержки принятия решений в здравоохранении и обучении / Б.А. Кобринский // Врач и информационные технологии. – 2010. – № 2. – С. 39-45.
3. Черноруцкий И.Г. Методы принятия решений / И.Г. Черноруцкий. – СПб. : БХВ-Петербург, 2005. – 274 с.
4. Жариков О.Г. Экспертные системы в медицине / О.Г. Жариков, А.А. Литвин, В.А. Ковалев // Медицинские новости. – 2008 – № 10. – С. 1-2.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНОЙ ОБЛАСТИ ИЗМЕНЕНИЯ ИНДЕКСА ЯРКОСТИ СВЕТОВОГО СТИМУЛА АНАЛИЗАТОРА «ПЕРИСКАН»

И.Ю. Чуфицкая

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.Д. Гаврилов

*Балашовский институт (филиал)
федерального государственного бюджетного образовательного
учреждения высшего образования
«Саратовский национальный исследовательский государственный
университет имени Н.Г. Чернышевского», г. Балашов*

На сегодняшний день существует большое разнообразие методов и средств, позволяющих проводить достаточно точную диагностику и выявление на ранней стадии различных заболеваний глаз.

Одним из приборов, применяемых в клинической практике офтальмологии, является широко распространенный прибор «Перискан».

Прибор имеет широкий спектр настроечных параметров, таких как диаметр светового стимула, индекс яркости светового стимула и ряд других факторов. От того, как настроены эти параметры, зависит полнота и правильность результата исследования.

На первом этапе исследований по экспериментальным данным строились функции, описывающие поведение размера площади поля зрения для левого глаза в зависимости от индекса яркости светового стимула.

В качестве таких функций рассматривались четыре статистические модели: линейная, квадратичная, степенная и экспоненциальная, которые имеют вид.

$Y_1 = 1,6916 - 0,6016 \cdot X + 0,2442 \cdot X^2$ – квадратичная модель,

$Y_2 = 1,5178 - 0,0949 \cdot X - 0,197 \cdot X^2 + 0,1177 X^3$ – полином третьей степени,

$Y_3 = 13,654 X^{-0,6497}$ – степенная модель,

$Y_4 = 9,543 \cdot e^{-0,1214X}$ – экспоненциальная модель.

Для определения, какая именно из полученных моделей наилучшим образом согласуется с опытными данными, был проведен расчет критерия согласия Пирсона χ^2 [3].

В нашем случае все функции хорошо описывают поведение исследуемой величины, однако для полинома третьей степени значение критерия Пирсона наименьшее ($\chi^2 = 0,0036$), а это означает, что эта модель описывает поведение площади поля зрения наилучшим образом.

Графическая иллюстрация изменения площадей поля зрения, в зависимости от индекса яркости светового стимула приведена на рис. 1.

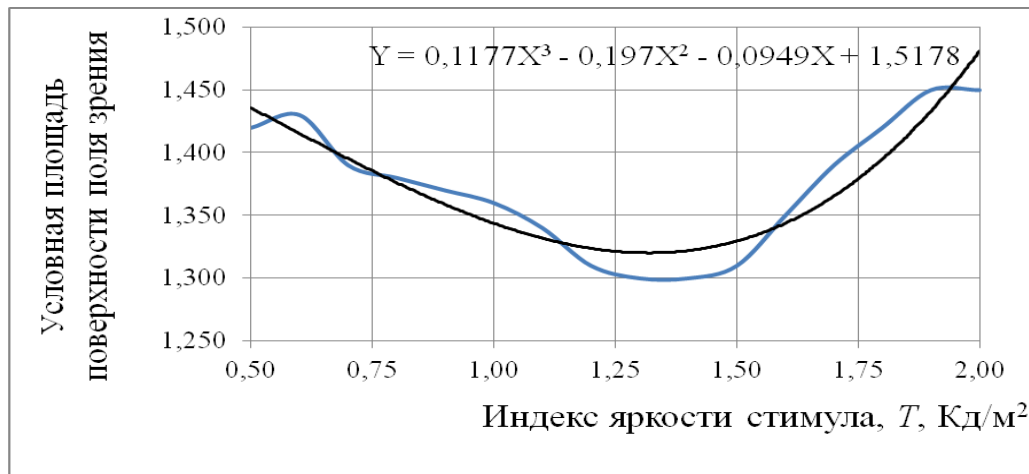


Рис. 1. Изменение значений площади поля зрения в зависимости от индекса яркости светового стимула, аппроксимированное полиномом третьей степени

Исследования поведения площадей поля зрения для правого глаза проводились в строгой последовательности, приведенной для левого глаза.

Функция, описывающая влияние индекса яркости на площадь поля зрения имела вид.

$$Y = 1,3942 - 1,1202 \cdot X - 0,1528 \cdot X^2 + 0,1008 X^3, \chi^2 = 0,00295.$$

Для поиска оптимальных пределов изменения значений индекса яркости светового стимула 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

$$K = \frac{|Y''|}{[1 + (Y')^2]^{1,5}}, \quad (1)$$

где Y' – первая производная от исследуемой функции;

Y'' – вторая производная от исследуемой функции.

С учетом этого для полинома третьей степени, описывающего влияние индекса яркости светового стимула T на площадь поля зрения левого глаза имеем.

$$\left. \begin{aligned} Y &= 1,3942 - 1,1202 \cdot X - 0,1528 \cdot X^2 + 0,1008 \cdot X^3 \\ Y' &= -1,1202 - 0,3056 \cdot X + 0,3024 \cdot X^2 \\ Y'' &= -0,3056 + 0,6048 \cdot X \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

Для определения границ оптимальной области изменения индекса яркости светового стимула и определения точек пересечения с эмпирической кривой, строились четыре функции изменения кривизны кривой:

$Y_1 = 1,0898 - 0,5312 \cdot X + 0,0699 \cdot X^2$ – квадратичная модель,

$Y_2 = -0,5689 + 1,7065 \cdot X - 0,8637 \cdot X^2 + 0,122X^3$ – полином третьей степени,

$Y_3 = 1,7935 \cdot e^{-0,938X}$ – экспоненциальная модель,

$Y_4 = 1,1603 \cdot X^{-2,22}$ – степенная модель.

Из расчетных данных видно, что все четыре функции имеют точки пересечения с опытной кривой, причем их координаты почти соответствуют друг другу.

Для определения точек пересечения по полученным функциям проводились вычисления кривизны соответственно для квадратичной, полинома третьей степени, экспоненциальной и степенной моделей.

Анализ проведенных расчетов позволяет установить, что для левого глаза точки пересечения принадлежат следующим значениям индекса яркости:

$X_{min} = 1,75K\partial/m^2$ и $X_{max} = 2,62K\partial/m^2$ – для квадратичной функции,

$X_{min} = 1,83K\partial/m^2$ и $X_{max} = 2,57K\partial/m^2$ – для полинома третьей степени,

$X_{min} = 1,87K\partial/m^2$ и $X_{max} = 2,71K\partial/m^2$ – для степенной функции,

$X_{min} = 1,69K\partial/m^2$ и $X_{max} = 2,92K\partial/m^2$ – для экспоненциальной функции.

Как видно, эти значения достаточно близки друг к другу, поэтому, применяя усреднение этих значений, нетрудно установить границы оптимальной области изменения индекса яркости светового стимула

$T_{min} = 1,79K\partial/m^2$ и $T_{max} = 2,71K\partial/m^2$.

Аналогичным образом проводились исследования влияния индекса яркости светового стимула на площадь поля зрения при исследовании правого глаза.

Выводы:

1. Получены функции, описывающие поведение значений площади поля зрения в зависимости от индекса яркости светового стимула, среди которых наилучшую сходимость обеспечивают полиномы третьей степени.
2. Проведена оптимизация значений индексов яркости светового стимула, определяющая наилучшие сочетания регулируемых параметров.

Литература

1. Аветисов Э.С. Оптическая коррекция зрения / Э.С. Аветисов, Ю.З. Розенблюм. 2006. – 240 с.
2. Балашевич Л.И. Методы исследования поля зрения / Л.И. Балашевич. СПб.: Изд. Дом. СПбМАПО, 2004. – 320 с.
3. Данко П. Е. Высшая математика в упражнениях и задачах часть 2 / П. Е. Данко, Т. Я. Кожевникова, А. Г. Попов. М: Высш. шк., 1986. – 296 с.

АПРОБАЦИЯ ПРОБЛЕМНО-ОРИЕНТИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЭКСПРЕСС-ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА

О.О. Голубятников, В.В. Дубровин

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

В предыдущих публикациях авторами рассматривалась разработка проблемно-ориентированной системы принятия решений при проведении экспресс-оценки состояния здоровья человека: предложены математическая модель формирования индивидуальной комплексной методики [1], математическая модель оценки качества оптимальной комплексной методики [2], метод и алгоритм индивидуального подбора методик для различных предметных областей [3, 4].

На основе предложенных моделей, метода и алгоритмов создано программное обеспечение системы и была осуществлена её апробация.

Апробация системы осуществлялась для трех категорий: 1. иностранные граждане (100 чел.); 2. российские студенты (200 чел.); 3. пациенты юношеского и среднего возрастов (150 чел.). Испытуемые проходили комплексную экспресс-оценку состояния здоровья в системе по традиционному подходу по методикам, подобранным для соответствующих категорий и по новому подходу без редактирования специалистом предметной области получаемых комплексных методик. В результате исследования было распознано 653 патологических состояний (ПС) для традиционного подхода (ТП) и 908 для нового подхода (НП), среди которых не менее 45 (6,9%) для ТП и не менее 33 (3,6%) для НП распознанных ПС оказались ложноположительными (ЛП) (рис. 1, сокращения в подрисуночной подписи: ССС – Сердечно-сосудистая система; ПЭ – Психоэмоциональное состояние; Р – Репродуктивная система; Н – Нервная система; Д – Дыхательная система; ФН – Физические нагрузки; ОД – Опорно-двигательная система; З – Зрительная система; П – Пищеварительная система; КЖ – Качество жизни; МВ – Мочевыделительная система; БИ – Биологическая индивидуальность).

Эффективность по качеству $E_{лп}$ по ложноположительным результатам нового подхода по сравнению с традиционным подходом составила 47,8%. На рис. 2 приведен общий график распознанных патологических состояний по группам показателей здоровья S_d с вычетом ложноположительных патологических состояний для 450 человек.

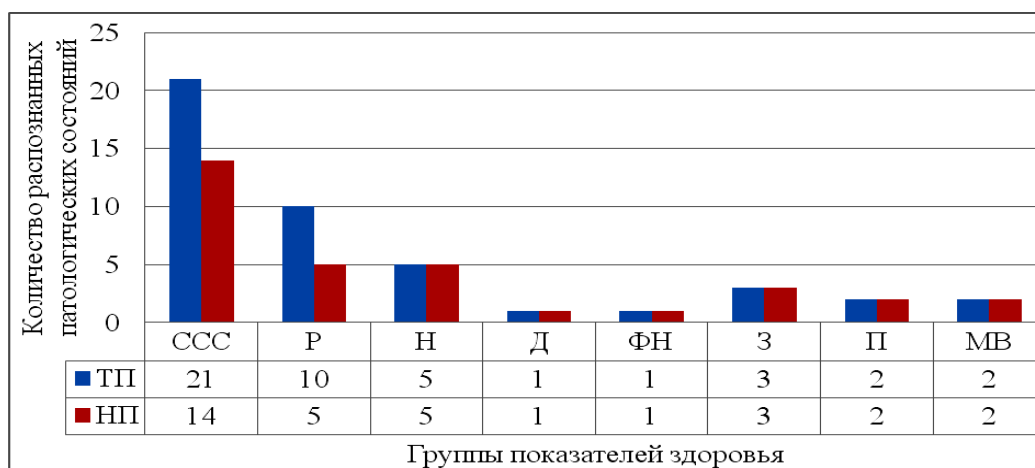


Рис. 1. График ложноположительных (ЛП) патологических состояний (ПС) по группам показателей здоровья для 450 человек

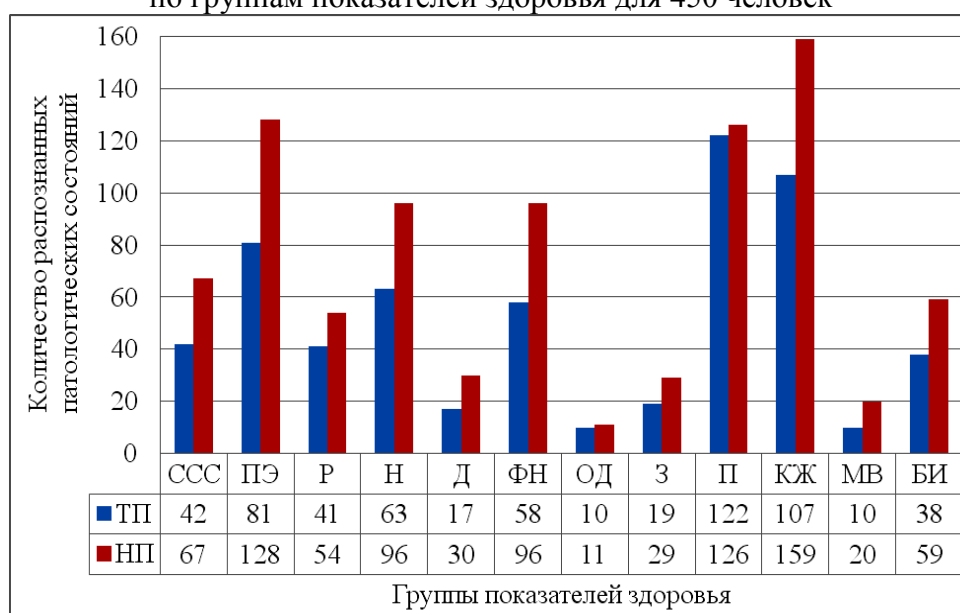


Рис. 2. График распознанных ПС по группам показателей здоровья с вычетом ЛП ПС для 450 человек

Эффективность по качеству $E_{ЛО}$ по ложноотрицательным результатам нового подхода по сравнению с традиционным подходом составила 30,5%. $E_{ЛО}$ достигается за счёт распознанных патологических состояний при новом подходе, которые не выявлены при традиционном подходе с вычетом ложноположительных патологических состояний.

При этом количество распознанных патологических состояний по трем категориям для традиционного (ТП) и нового подходов (НП) с вычетом ложноположительных патологических состояний, а также эффективность $E_{ЛО}$ составили:

- 1) для иностранных граждан: ТП – 149, НП – 212, $E_{ЛО} = 29,7\%$;
- 2) для российских студентов: ТП – 231, НП – 319, $E_{ЛО} = 27,6\%$;

3) для пациентов юношеского и среднего возрастов: ТП – 228, НП – 344, $E_{\text{ЛО}} = 33,7\%$.

В том числе, количество распознанных патологических состояний для ТП и НП с различными ограничениями составило:

1) для 122 чел.: ТП – 147, НП – 238 при (4.1), $E_{\text{ЛО}} = 38,2\%$;

2) для 143 чел.: ТП – 203, НП – 246 при (4.2), $E_{\text{ЛО}} = 17,5\%$;

3) для 185 чел.: ТП – 258, НП – 391 при (4.3), $E_{\text{ЛО}} = 34\%$.

Критерий для выбора оптимальной комплексной методики предложен в работе [3]. Ограничение по количеству методик N задавалось исходя из количества методик в комплексной экспресс-оценке состояния здоровья, подобранной для традиционного подхода: 1. для иностранных граждан $N = 14$; 2. для российских студентов $N = 14$; 3. для пациентов юношеского и среднего возрастов $N = 13$. Ограничение по времени $T = 33$ мин.

Эффективности по качеству E определялись по формулам:

$$E_{\text{ЛП}} = \left(1 - \frac{\%KP_{\text{НП}}^{\text{ЛП}}}{\%KP_{\text{ТП}}^{\text{ЛП}}} \right) \cdot 100, \quad E_{\text{ЛО}} = \left(1 - \frac{KP_{\text{ТП}} - KP_{\text{НП}}^{\text{ЛП}}}{KP_{\text{НП}} - KP_{\text{НП}}^{\text{ЛП}}} \right) \cdot 100,$$

где KP – количество распознанных патологических состояний в зависимости от подхода, $KP^{\text{ЛП}}$ – количество ложноположительных патологических состояний в зависимости от подхода.

Таким образом, использование проблемно-ориентированной системы позволяет повысить эффективность распознавания у человека различных патологических состояний по основным группам показателей здоровья на 30%, что доказывает эффективность нового подхода по сравнению с традиционным подходом.

Литература

1. Голубятников, О. О. Модель экспресс-оценки состояния здоровья / О. О. Голубятников, В. В. Дубровин // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. – 2014. – №50-2. – С. 134-137.

2. Голубятников, О. О. Формальные модели предметной области АИС экспресс-оценки состояния здоровья / О. О. Голубятников, В. В. Дубровин // Виртуальное моделирование, прототипирование и промышленный дизайн: материалы Международной научно-практической конференции. – Тамбов: Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2015. – С. 352-355.

3. Голубятников, О. О. Подбор методик экспресс-оценки состояния здоровья человека на основе адаптивной системы / О. О. Голубятников, В. В. Дубровин // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2016. – №15-1. – С. 100-109.

4. Голубятников, О.О. Экспертная система экспресс-оценки состояния здоровья / О. О. Голубятников, В. В. Дубровин, О. А. Остапенко // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. – 2014. – № 48. – С. 102-111.

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОГО ПРИБОРА ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

К.С. Дорогова, Д.А. Кудрявцев
Научный руководитель: ассистент О.А Маркелова

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

Искусственная вентиляция лёгких (ИВЛ) – это форма вентиляции, призванная решать ту задачу, которую в норме выполняют дыхательные мышцы. Задача включает обеспечение оксигенации и вентиляции (удалении углекислого газа) пациента. Существует два главных типа ИВЛ: вентиляция с положительным давлением и вентиляция с отрицательным давлением. Вентиляция с положительным давлением может быть инвазивной (через эндотрахеальную трубку) или не инвазивной (через лицевую маску). Возможна также вентиляция с переключением фаз по объёму и по давлению.

К многочисленным разным режимам ИВЛ относятся управляемая искусственная вентиляция, вспомогательная искусственная вентиляция, перемежающаяся принудительная (мандаторная) вентиляция, вентиляция с контролируемым давлением, вентиляция с поддерживающим давлением, вентиляция с инвертированным отношением вдоха и выдоха, вентиляция сбросом давления и высокочастотные режимы [1].

Управление аппаратом осуществляется с помощью системы автоматического регулирования (рисунок 1). Система автоматического регулирования (САР) объединяет две основные части: управляющее устройство (УУ) и объект управления (ОУ).

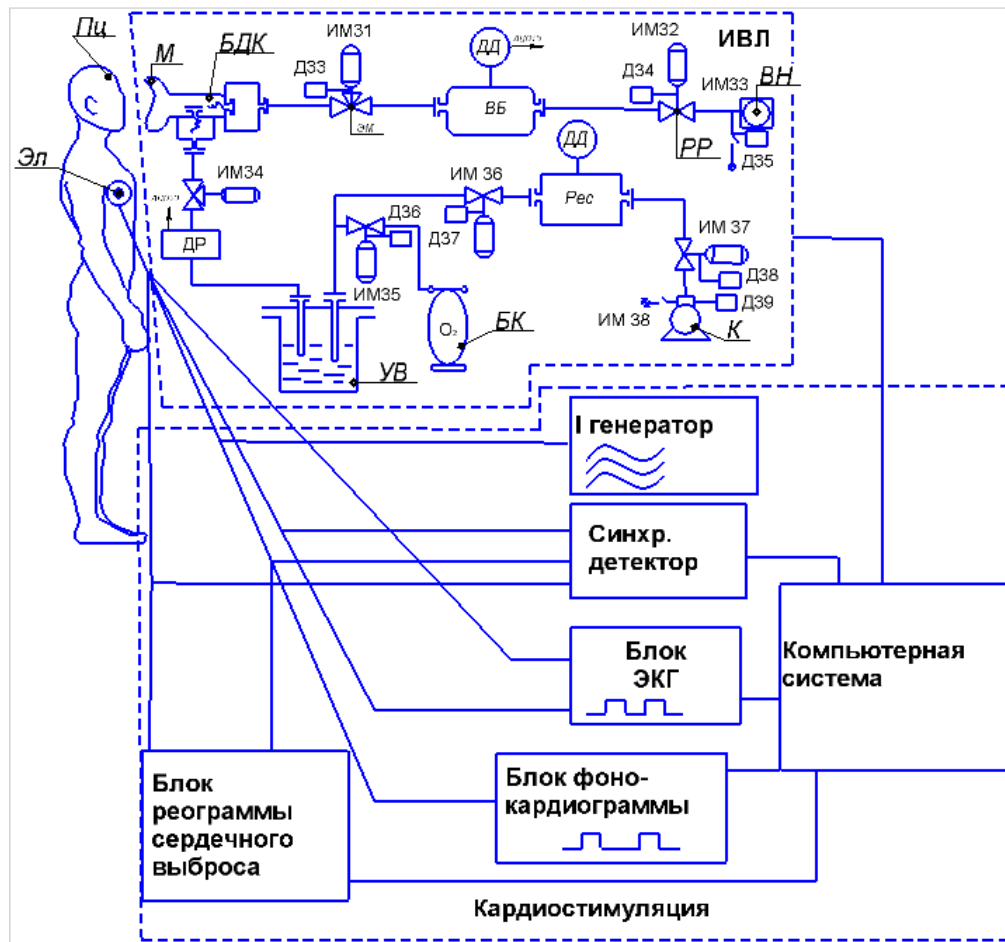
Управляющее устройство корректирует регулирующий сигнал на основе сигнала рассогласования. АИВЛ состоит из двух основных систем:

- система избыточного давления;
- система разряжения воздуха.

В систему избыточного давления входят: компрессор, баллон с кислородом, ресивер. В систему разряжения воздуха входят: вакуумный баллон, вакуумный насос [2, 3].

Выход генератора соединён с задающими электродами, а выходы других задающих электродов соединены с сигнальными входами синхронного детектора, так же соединены с входами блока реограммы сердечного выброса, далее блок ЭКГ. С микрофона поступает на вход блока фотокардиограммы, выход которого, как и синхронного детектора и блока ЭКГ соединены с сигнальными входами блока синхронизации и

формирования управляемой задержки ИВЛ с помощью компьютерной системы (рисунок).



Структурно-функциональная схема медицинского прибора искусственная вентиляция лёгких (ИВЛ)

Вакуумный насос (ВН) начинает работать, открывается вакуумный болон (ВБ), набрав определённое давление, срабатывает датчик ДД и открывается регулятор РР и забирает из организма человека углекислый газ.

Далее начинает работать система подачи кислорода. Компрессор (К) забирает воздух из окружающей среды и в сжатом виде подает его на ресивер (Рес), где происходит его накопление. По достижению заданного давления в ресивере срабатывает датчик ДД. Далее открываются регуляторы расхода газа РР и проходит через увлажнителя (УВ), поступает на датчик расхода и открывается РР, после попадает в клапанный блок маски (КБМ) и в организм человека.

В случае отказа системы подачи кислорода из окружающей среды, срабатывает резервная работа ИВЛ. Начинает работать баллон с кислородом (БК) O_2 , открывается РР и проходит через увлажнитель (УВ), следом на ДР и РР [4].

Цикличность работы будет до тех пор, пока врач не отключит больного от ИВЛ.

Литература

1. Таран В.М., Лясникова А.В. Технические устройства и системы медицинской аппаратуры: уч. пособие. Саратов: СГТУ, 2008.
2. Ливенцев Н.М. Электромедицинская аппаратура / Н.М. Ливенцев, А.Р. Ливенсон. – М.: Медицина, 1974.
3. Бурлаков Р.И., Гальперин Ю.Ш., Юревич В.М. Искусственная вентиляция легких. Принципы, методы, аппаратура. – М.: Медицина, 1986.
4. Кассиль В.Л., Лескин Г.С., Выжигина М.А. Респираторная поддержка. – М.: Медицина, 1997.

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ МАНИПУЛЯТОРНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ СОПРЯЖЕНИЯ УСТРОЙСТВА С ПАЦИЕНТОМ ПРИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

К.С. Дорогова

Научный руководитель: ассистент О.А Маркелова

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

Различные виды искусственной вентиляции легких (ИВЛ) позволяют обеспечить газообмен пациенту как во время операции, так и при критических состояниях, опасных для жизни. Искусственное дыхание спасло немало жизней, но что такое ИВЛ в медицине понимает не каждый, поскольку вентиляция легких с помощью специальных аппаратов, появилась только в прошлом веке. В настоящее время трудно представить реанимационное отделение или операционную без аппарата ИВЛ.

Отсутствие или нарушение дыхания и последующая остановка кровообращения в течение более 3-5 минут неизбежно ведут к необратимому поражению головного мозга и смерти. В таких случаях только методы и техника проведения искусственной вентиляции легких могут помочь спасти человека. Нагнетание воздуха в дыхательную систему, массаж сердца помогают временно предотвратить гибель клеток мозга при клинической смерти, и в некоторых случаях дыхание и сердцебиение удается восстановить [1].

Правила и способы проведения искусственной вентиляции легких изучают на специальных курсах, основы ИВЛ рот в рот используются для оказания первой помощи больным. Говоря о технике искусственной вентиляции легких (ИВЛ) и непрямого массажа сердца, стоит помнить, что их соотношение равно 1:5 (один вдох и пять компрессий грудины) для взрослых и детей с массой тела более 20 кг, если реанимацию проводят два спасателя. Если реанимацию проводит один спасатель, соотношение равно



Пациент – маска – дыхательный контур – увлажнитель – аппарат ИВЛ. Эффективная не инвазивная вентиляция лёгких возможна только в том случае, когда каждый элемент оборудования соответствует своему функциональному назначению. Правильно подобранная маска снижает до минимума дискомфорт пациента во время ИВЛ, и исключает возможность утечки воздуха.

Маски предназначены для не инвазивной респираторной поддержки. Эта маска закрывает нос и рот, обеспечивая эффективную не инвазивную вентиляцию даже в случае дыхания через рот. Маска может индивидуально адаптироваться под форму лица пациента, обеспечивая максимальное удобство и герметичность за счёт мягкого обтюратора [4].

Литература

1. Таран В.М., Лясникова А.В. Технические устройства и системы медицинской аппаратуры: учеб. пособие. Саратов: СГТУ, 2008.
2. Ливенцев Н.М. Электромедицинская аппаратура / Н.М. Ливенцев, А.Р. Ливенсон. М.: Медицина, 1974.
3. Бурлаков Р.И., Гальперин Ю.Ш., Юревич В.М. Искусственная вентиляция легких. Принципы, методы, аппаратура. М.: Медицина, 1986.
4. Кассиль В.Л., Лескин Г.С., Выжигина М.А. Респираторная поддержка. М.: Медицина, 1997.

ЛЮМИНЕСЦЕНТНАЯ БИОСЕНСОРНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФЕНАНТРЕНА И ФЛУОРЕНА

Р.А. Елеулова

Научный руководитель: к.х.н., доцент О.А. Плотникова

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

Полициклические ароматические углеводороды (ПАУ) являются одним из крупнейших классов химических соединений, представляющих опасность для человека [1]. ПАУ обладают канцерогенными и мутагенными свойствами, способны накапливаться в организме, связываться с белками и вызывать различные заболевания даже в сравнительно низких концентрациях.

В связи с этим, актуальным для современной науки является разработка эффективных сенсорных систем для определения данных экотоксикантов для своевременного и достоверного проведения контроля качества среды [2] и выявления структурных изменений биомолекул для целей ранней диагностики заболеваний [3]. Перспективными для этих целей являются люминесцентные методы [1-4]. Это связано с рядом их достоинств: высокой чувствительностью определения, возможностью автоматизации процедур пробоподготовки и детекции, простотой и экспрессностью анализа [5].

Таким образом, целью нашей работы являлось исследование возможности определения экотоксикантов ПАУ с использованием люминесцентной сенсорной системы на основе сывороточного альбумина.

В работе использовались растворы бычьего сывороточного альбумина – БСА (фирмы Sigma, США, с содержанием 99% основного вещества), с концентрацией 1 мг/мл в фосфатном буфере (рН 7,4).

В качестве представителей ПАУ применялись флуорен и фенантрен. Исследования проводились методом тушения собственной флуоресценции

белков и регистрации флуоресценции ПАУ. Флуоресцентные исследования проводились на флуоресцентном спектрометре LS 55 (Perkin-Elmer).

Были изучены флуоресцентные характеристики БСА, применяемого в качестве сенсорной системы для определения ПАУ. При длине волны возбуждения флуоресценции 280 нм регистрировались спектры флуоресценции белков с широким максимумом при длине волны регистрации флуоресценции 340 нм.

Известно, что введение в растворы сывороточных альбуминов различных веществ может вызвать тушение собственной флуоресценции белков, на этом основан один из методов исследования белковых молекул. Нами экспериментально обнаружено, что при введении в растворы БСА изученных нами ПАУ также наблюдалось общее снижение интенсивности флуоресценции БСА. Снижение интенсивности белковой флуоресценции свидетельствует о связывании ПАУ с белковыми макромолекулами и, вероятно, образовании нефлуоресцирующего комплекса белок-ПАУ.

Дополнительным аналитическим сигналом, в изученных биосенсорных системах могут служить флуоресцентные характеристики люминесцентных зондов ПАУ, введенных в белковые системы.

Нами проведен анализ спектров флуоресценции самих ПАУ в сывороточных альбуминах при увеличении концентрации ПАУ в белковых растворах. Построены зависимости изменения интенсивности максимумов спектров флуоресценции ПАУ в альбуминах при возрастании концентрации ПАУ.

Выявлено, что при данных концентрациях веществ от 10^{-7} до 10^{-5} М зависимости максимумов интенсивности флуоресценции БСА и самих ПАУ от концентрации ПАУ в белках имеют линейный характер, что дает возможность использовать данные системы в аналитических целях для определения экотоксикантов ПАУ в белковых и водных средах. При этом угол наклона градуировочных графиков для флуорена больше, чем у фенантрена, что свидетельствует о большей чувствительности определения флуорена данными флуоресцентными методами.

На основании проведенных исследований можно заключить, что методы тушения флуоресценции белков и регистрации флуоресценции люминесцентных зондов ПАУ применим для определения ПАУ в водных и белковых средах. Разработанная биосенсорная система может найти применение в эколого-аналитическом мониторинге экотоксикантов ПАУ.

Результаты работы получены в рамках выполнения государственного задания № 5.3922.2017/ПЧ Минобрнауки России.

Литература

1. Morales T.V et al. 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.

2. Ibañez G. A., Escandar G. M. Luminescence sensors applied to water analysis of organic pollutants – an update // Sensors. – 2011. – V. 11 – № 12. – pp. 11081-11102.

3. Иванова С.В., Кирпиченок Л.Н. Использование флуоресцентных методов в медицине // Медицинские новости. – 2008. – №12. – С. 56-61.

4. Patra D. Applications and new developments in fluorescence spectroscopic techniques for the analysis of polycyclic aromatic hydrocarbons // Applied Spectroscopy Reviews. – 2003. V. 23. – pp. 155-185.

5. Das S. et al. Molecular Fluorescence, Phosphorescence, and Chemiluminescence Spectrometry // Anal. Chem. – 2012. – V. 84 – № 1, pp. 597-625.

СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНИЧЕСКИЕ РЕШЕНИЯ ПОСТРОЕНИЯ АНАЛОГОВОГО БЛОКА СПИРОГРАФИЧЕСКОГО КАНАЛА

Д.Д. Емельянова

Научный руководитель: А.И. Малахов

*Московский государственный технический университет
имени Н.Э. Баумана, г. Москва*

По данным Росстата [1], с 2010 по 2015 г. отмечается увеличение числа лиц, впервые зарегистрированных в связи с болезнями органов дыхания (с 46 до 49 тысяч человек). По сравнению с 2000 годом, уровень первичной заболеваемости болезнями органов дыхания увеличился на 6,5%.

Основными представителями бронхообструктивного синдрома являются бронхиальная астма (БА) и хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ). В России официально число пациентов с диагнозом ХОБЛ составляет около одного миллиона человек, однако по данным различных эпидемиологических исследований количество больных может достигать от 11 до 16 миллионов.

Для того чтобы описать механику дыхания, необходимо рассмотреть соотношение трех параметров – давления, объема и потока на протяжении дыхательного цикла. Спирометрия является «золотым стандартом» в области рутинного исследования функции внешнего дыхания (ФВД). Однако этот метод не позволяет количественно оценить степень гипервоздушности легких и определить общую емкость легких. Бодиплетизмография – метод исследования ФВД, позволяющий проводить измерение и оценку всех легочных объемов за одно исследование.

При разработке измерительных каскадов бодиплетизмографа (БПГ) особое внимание требуется уделить первичным преобразователям. Система БПГ должна иметь 3 датчика: датчик потока (для спирографических

измерений), датчик давления (для статических объемов и бронхиального сопротивления), датчик давления камеры (для статических объемов). В спирографическом блоке, предназначенном для измерения объемных и скоростных показателей, в качестве измерительного элемента должен использоваться датчик потока или датчик объема. Максимальная допустимая погрешность измерения объема в диапазоне измерений должна быть в пределах $\pm 3,0\%$ измеренного значения или $\pm 0,05$ л (что больше по абсолютной величине) в соответствии с ГОСТ Р ИСО 26782-2016.

Учитывая, что поток и объем связаны однозначным интегральным отношением, возможны следующие методы измерения: 1) измерение потока, а затем вычисление объема по потоку и времени; 2) измерение объема, затем расчет потока. В современных средствах измерений медицинского назначения используется преимущественно первый подход.

Известно, что режим течения воздушного потока на уровне верхних дыхательных путей турбулентный. При измерении скорости потока различными типами датчиков допускается, что поток ламинарный.

К датчикам скорости потока предъявляются высокие требования по диапазону измеряемых величин, возможности санитарной обработки, сопротивлению потоку. В настоящее время в технических средствах диагностики ФВД используются следующие типы датчиков потока: ротационный, дифференциально манометрический, ультразвуковой, анемометрический. К основным недостаткам ротационных датчиков относится их инерционность и сложность санитарной обработки, манометрических – невысокая линейность при перепадах скоростей, необходимость подогрева для удаления конденсата с резистивных элементов, ультразвуковых – необходимость тепловой изоляции и высокая цена, анемометрических – малый диапазон измерений (таблица 1).

В настоящее время ротационные датчики используются как в портативных, так и в стационарных приборах. Лидером на рынке производства и применения турбин в спирометрах является компания MIR (Италия), разработавшая и запатентовавшая одноразовую турбину FlowMIR, которая является недорогой альтернативой дорогостоящим многократным расходным принадлежностям и заменяет необходимость использования антибактериального фильтра и мундштука отдельно.

В БПГ спирографический канал также является стандартным узлом, при проектировании которого требуется учитывать особенности измерительного каскада, связанные с выбором типа датчика потока, а также необходимость интегратора сигнала потока для получения спирограммы.

Сегодня на рынке представлены БПГ со следующими датчиками: 1) дифференциально манометрическими Q-box, BodyBox 5500 (трубка Лилли), Elite Platinum, PDT111/p (трубка Пито), Body (мембранный), Smart PFT BodyBox; MasterScreen Body (нагреваемый пневмотахометр); 2) ультразвуковыми PowerCube Body, PreaThor 2/PD.

Таблица 1

Сравнительная характеристика датчиков потоков различных типов

<i>Параметр сравнения</i>	<i>Турбинные</i>	<i>Дифференциально манометрические</i>	<i>Ультразвуковые</i>	<i>Анемометрические</i>
<i>Движущиеся части</i>	есть	нет	нет	нет
<i>Линейность</i>	невысокая, инерционность	невысокая при значительных перепадах скоростей потока, отсутствие инертности (трубка Флейша)	высокая, минимальное время реакции	высокая, малое время реакции
<i>Воздействие дезинфицирующих средств</i>	да	да (сетка в трубке Лили); нет (трубки Флейша, Пито)	да	нет
<i>Износ измерительной части</i>	присутствует	присутствует (трубка Лили); практически отсутствует (трубка Флейша, Пито)	практически отсутствует	практически отсутствует
<i>Измерение потоков <200 мл/с</i>	нет	да	да	да
<i>Стоимость</i>	низкая (150–1500 руб)	высокая (2500-15000 руб)	высокая (от 8000 руб)	высокая (3500-15000 руб)

Крупные производители используют в своих системах запатентованные датчики потока собственной разработки (в Elite Platinum - Prevent Pneumotach, в MasterScreen Body - JAEGER Pneumotach, в PowerCube Body – ультразвуковой датчик Ganshorn).

Термокомпенсированный и откалиброванный интегральный датчик давления медицинского назначения (например, NXP MPXV7025G) лишен указанных недостатков: отсутствуют движущиеся части, резистивные элементы; чувствительность и линейность высокие в диапазоне измерений. Чувствительный пьезоэлемент монолитного кремниевого датчика давления преобразовывает механический сигнал – давление движущегося воздушного потока – в электрический, а затем программно производится пересчет измеренного давления в соответствующее значения скоростей потока вдыхаемого или выдыхаемого воздуха. Апробация схемного решения аналогового тракта датчика давления проведена в [2].

Использование датчика давления в спирографическом канале позволяет уменьшить общее количество используемых в БПГ датчиков до 2 (вместо 3 на сегодняшний день) и не проектировать датчик потока, свободный от указанных ранее недостатков. Таким образом, возможно

перспективное уменьшение количества закупаемых компонентов и упрощение электрических принципиальных схем, а также ускорение этапа разработки спирографического канала.

Литература

1. Российский статистический ежегодник. 2015: Стат. сб. / Росстат. – М., 2015. – 728 с;
2. Емельянова Д.Д., Малахов А.И. Разработка аналогового блока спирографического канала системы для бодиплетизмографии // Научно-техническая конференция «Медико-технические технологии на страже здоровья»: сб. докладов (Москва, 29 сентября – 6 октября 2017 г.). – М., 2017. – С. 87-88.

СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КОМПЛЕКСООБРАЗОВАНИЯ ПРАЗИКВАНТЕЛА С β -ЦИКЛОДЕКСТРИНОМ

Н.Ф. Ибракова, Г.Г. Кутлугильдина

Научный руководитель: д.х.н., профессор Ю.С. Зимин

Башкирский государственный университет, г. Уфа

В настоящее время актуальной проблемой ветеринарии является лечение гельминтозов. Широкое распространение гельминтозов наносит огромный экономический ущерб животноводству из-за падежа животных, недополучения мясной и молочной продукции. В связи с этим, инвазионные болезни занимают значимое место среди других заболеваний, а это приводит к увеличению спроса на ветеринарные препараты, используемые для их лечения.

В качестве активного компонента антигельминтиков довольно часто используют празиквантел. Данный препарат считается **противогельминтным средством** широкого спектра действия. Празиквантел (ПР) – малотоксичный препарат, который не обладает мутагенными свойствами и не влияет на постнатальное развитие. Несмотря на свои преимущества, ПР имеет ряд проблем такие, как малая растворимость в воде и, соответственно, ограниченная биодоступность для организмов в составе жидких композиций; отсутствие необходимой активности по отношению к классу круглых червей; отсутствие возможности полного выведения вещества из организма, что при периодическом приеме препарата может привести к возрастающей токсичности по отношению к животному; характерный горький вкус,

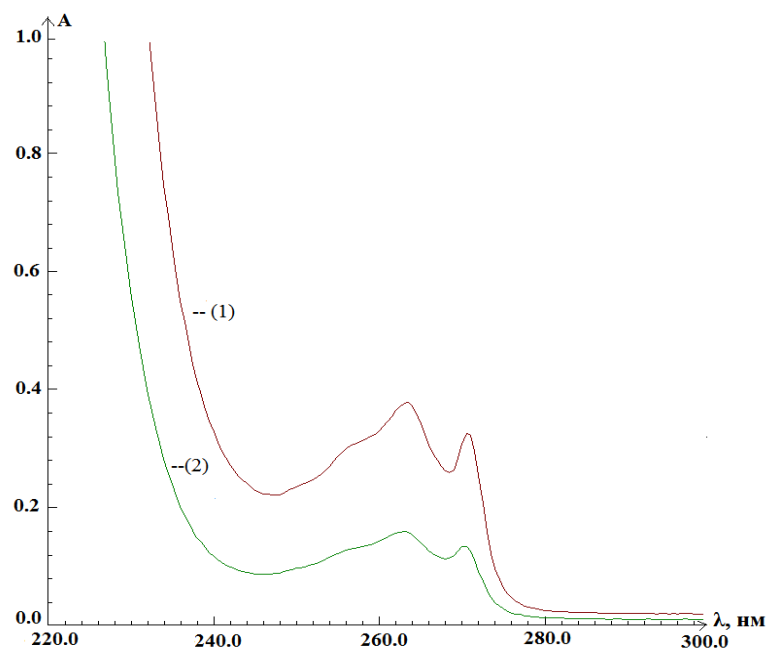
который является основным препятствием при создании препаратов для орального приема, и особенно жидких форм. [1]

Одним из способов решения подобных проблем является иммобилизация лекарственного вещества на полимерных (яблочный пектин, арабиногалактан, поливиниловый спирт) и олигомерных (α -, β -, γ -циклодекстрины) матрицах. Ранее на базе кафедры физической химии и химической экологии химического факультета Башкирского государственного университета г.Уфы уже проводились исследования по комплексообразованию различных биологически активных соединений (урацил и его производные и 4- и 5-аминосалициловые кислоты) на олигомерных и полимерных носителях [2-6]. Было показано, что полученные комплексные соединения обладали лучшими фармакологическими свойствами, по сравнению с их аналогами (отдельными веществами).

Настоящая работа посвящена комплексообразованию биологически активного празиквантела с β -циклодекстрином (β -ЦД). β -ЦД представляют собой комплексы включения, сформированные по типу «гость – хозяин» с различными видами молекул. Изучению комплексообразования циклодекстринов с различными субстратами посвящено много научных работ и установлено [1, 7-8], что активные субстанции в молекулярных комплексах с ЦД обладают не только улучшенными фармакокинетическими параметрами, но и приобретают новые полезные свойства, повышающие их фармакотерапевтическую ценность. В связи с этим, данная работа направлена на повышение растворимости празиквантела, улучшение биодоступности комплекса и появление возможности полного выведения лекарства из организма животного, не оставляя токсичных следов.

Комплексообразование комплексных соединений исследовали с помощью ультрафиолетовой спектроскопии на максимумах полос поглощения празиквантела (263 и 271 нм) при концентрациях исходных реагентов $10^{-4} \div 10^{-3}$ моль/л в диапазоне температур от 296 до 316 К. В процессе исследований обнаружено, что при добавлении β -циклодекстрина к раствору празиквантела наблюдаются сдвиги максимумов полос поглощения в более коротковолновую область и уменьшение интенсивностей пиков полос поглощения (рис. 1). Полученные данные свидетельствуют, скорее всего, об образовании комплексного соединения.

Для определения состава комплекса и расчета констант устойчивости комплексных соединений использовали метод молярных отношений. Результаты показали, что данное комплексное соединение имеет состав 1:1. Была изучена температурная зависимость констант устойчивости в интервале температур 296÷316 К. Из полученных экспериментальных данных были рассчитаны стандартные термодинамические параметры образования комплексов включения β -ЦД с празиквантелом.



УФ спектр празиквантела (1) и его комплекса с β -циклодекстрином (2), 296 К,
[ПР] = [ПР... β -ЦД] = $5 \cdot 10^{-4}$ М

Полученные данные свидетельствуют, во-первых, о самопроизвольном протекании процесса образования комплексов включения в изученном интервале температур; во-вторых, о том, что формирование новых структур является экзотермическим процессом и, в-третьих, что оно связано с ограничением свободы колебательных и вращательных движений молекулы – «гостя» при ее погружении во внутреннюю полость циклодекстрина.

Литература

1. Архипов И. А., Мусаев М. Б. // Труды ВИГИС. – М.: ВИГИС. – 2004. – Том 40. – с. 23.
2. Борисова Н.С., Ишмуратова Г.И., Валиева О.И., Борисов И.М., Зимин Ю.С., Мустафин А.Г. // Вестник Башкирского университета. 2012. Т. 17, № 4. С. 1687-1690.
3. Борисова Н.С., Тимербаева Г.Р., Зимин Ю.С., Мустафин А.Г. // Бутлеровские сообщения. – 2013 – Т. 34. – № 4. – С. 59-64.
4. Гимадиева А.Р., Мышкин В.А., Мустафин А.Г., Чернышенко Ю.Н., Борисова Н.С., Зимин Ю.С., Абдрахманов И.Б. // Химико-фармацевтический журнал. – 2014. – Т. 48. – № 2. – С. 25-28.
5. Борисова Н.С., Кутлугильдина Г.Г., Зимин Ю.С., Гимадиева А.Р., Мустафин А.Г. // Известия высших учебных заведений. Химия и химическая технология. – 2014. – Т. 57. – № 9. – С. 62-66.
6. Терентьев А.О., Борисова Н.С., Хамитов Э.М., Зимин Ю.С., Мустафин А.Г. // Журнал физической химии. – 2014. – Т. 88. – № 12. – С. 1908-1913.

7. Пат. 2530886 РФ. Водорастворимый комплекс включения бета-циклодекстрин-гистохром, обладающий пролонгированным антиоксидантным действием / Бикбов М. М. и др., опубл. 20.10.2014, Бюл. № 29. – 11 с.

8. Белякова Л.А., Ляшенко Д.Ю., Гребенюк А.Г., Дзюбенко Л.С.. // Сб. Поверхность. – 2009. – №1. – С. 58-69.

МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ РАССЕЯНИЯ ПОЛЯРИЗОВАННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В СЛУЧАЙНО-НЕОДНОРОДНОЙ СРЕДЕ

А.А. Исаева, Е.А. Исаева, А.В. Пантюков
Научный руководитель: к.ф.-м.н. А.А. Исаева

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

Расширение возможностей использования методов численного моделирования сложных физических процессов обусловлено активным развитием за последние десятилетия вычислительной техники. Одним из таких методов является метод Монте-Карло [1] позволяющий решить задачу процесса переноса электромагнитного излучения в сложно структурированных оптически неоднородных средах. В работе [2] метод Монте-Карло применяется для анализа процессов рассеяния света многослойной биотканью, с различными коэффициентами рассеяния в слоях контролируемые долей рассеивающих частиц. Метод Монте-Карло позволяет моделировать процесс переноса излучения с различными поляризационными свойствами [3].

В данной работе проведен анализ влияния рассеивающих свойств модельной среды на поляризационные характеристики однократно и многократно рассеянных волн.

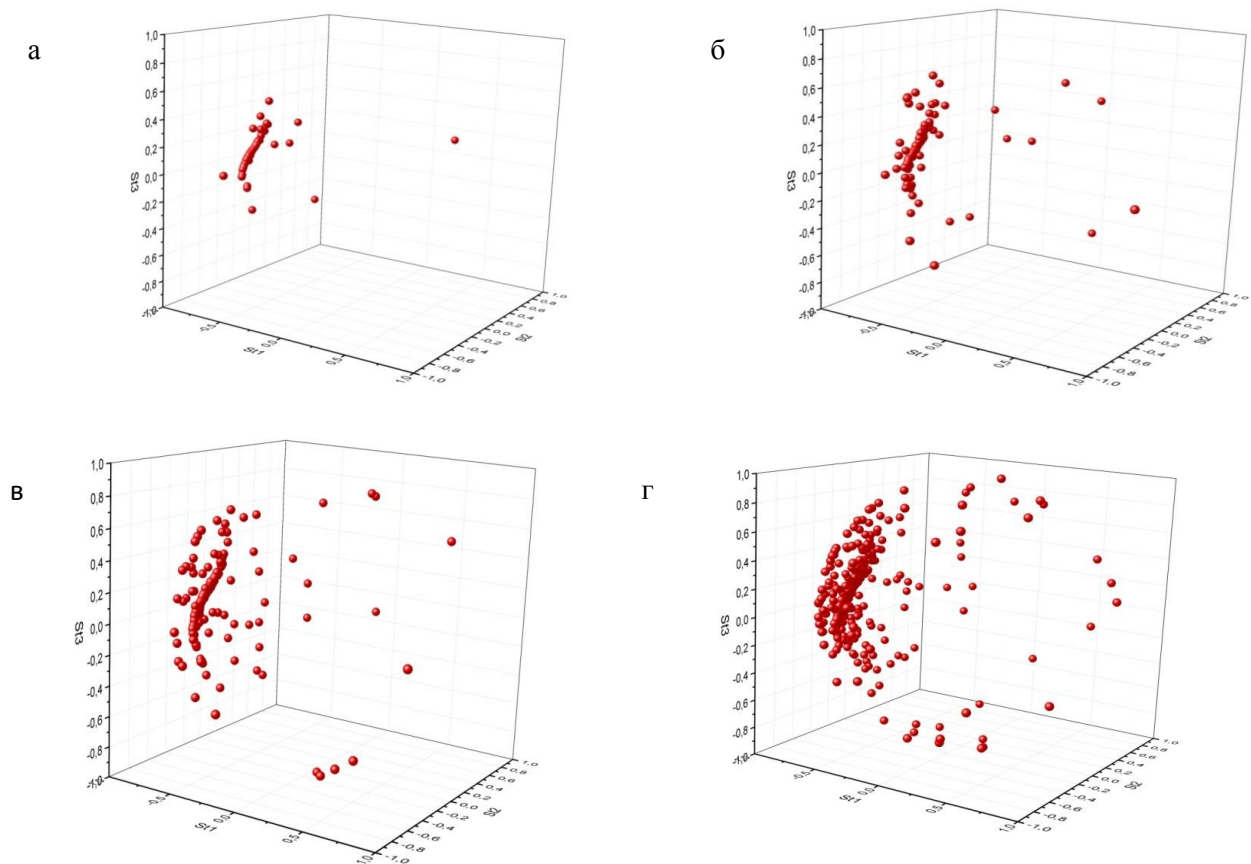
Модельная среда по своим оптическим параметрам соответствовала оптическим параметрам гелеподобной среды с различным содержанием наночастиц диоксида титана TiO_2 (с объемной долей частиц меняющейся в пределах 0.001-0.015 г/л). Показатели преломления базового вещества среды и встроенных рассеивающих частиц диоксида титана были равны, соответственно, $n_{\text{баз}} = 1.5355$, $n_{\text{TiO}_2} = 2.37$. В качестве входных параметров при моделировании процесса распространения электромагнитного излучения в среде использовались: длина волны зондирующего излучения $\lambda = 632\text{ нм}$, состояние поляризации исходной зондирующей волны - линейная поляризация, количество актов рассеяния в среде для одного фотона, количество фотонов в исходной зондирующей волне, параметр

анизотропии модельной среды $g = 0.97$, средний размер рассеивающих частиц $r = 150 \text{ нм}$.

Для описания каждой парциальной составляющей волны задавались две взаимно перпендикулярные компоненты вектора напряженности электрического поля E_x и E_y . При рассеянии на частице компонента рассеянной волны связана с компонентой падающей волны как при

$$\begin{pmatrix} E_{1i} \\ E_{2i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\varphi & -\sin\varphi \\ \sin\varphi & \cos\varphi \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} E_{x0} \\ E_{y0} \end{pmatrix}.$$

где φ - угол поворота исходной плоскости рассеяния, E_{x0} и E_{y0} -компоненты вектора напряженности падающей волны, E_{1i} и E_{2i} -компоненты вектора напряженности рассеянной волны.



Результаты численного моделирования поляризационных свойств рассеянного гелеподобной средой излучения: (а) – объемная доля диоксида титана $f = 0.001 \text{ г/л}$; (б) – объемная доля диоксида титана $f = 0.003 \text{ г/л}$; (в) – объемная доля диоксида титана $f = 0.01 \text{ г/л}$; (г) – объемная доля диоксида титана $f = 0.015 \text{ г/л}$

Согласно теории рассеяния света Ми компоненты рассеянного на однородной сферической частице поля определяются параметрами падающей волны, рассеивающими свойствами среды и углом рассеяния [4]:

$$\begin{pmatrix} E_{1s} \\ E_{2s} \end{pmatrix} = \frac{e^{ik(r-z)}}{-ikr} \times \begin{pmatrix} S_2 & 0 \\ 0 & S_1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} E_{1i} \\ E_{2i} \end{pmatrix},$$

где E_{1i} и E_{2i} – компоненты падающего и рассеянного полей, параллельные плоскости рассеяния, E_{1s} и E_{2s} – компоненты падающего и рассеянного

полей, перпендикулярные плоскости рассеяния, S_1 и S_2 – элементы амплитудной матрицы рассеяния, которые задают угловую зависимость, k – волновое число в среде, r – длина пробега фотона между актами рассеяния. Графическое представление рассчитанных параметров Стокса определяющих состояние поляризации прошедшей рассеянной волны для различных объемных долей диоксида титана в гелеподобной среде представлено на сфере Пуанкаре (рисунок).

Объемной доле диоксида титана $f = 0.001$ соответствует двухкратное рассеяние, т.е. число актов рассеяния $N=2$, объемной доле диоксида титана $f = 0.003$ г/л соответствует $N=5$, объемной доле диоксида титана $f = 0.01$ г/л соответствует $N=10$ и объемной доле диоксида титана $f = 0.015$ г/л соответствует $N=30$. Распределения параметров Стокса на сфере Пуанкаре при рассеянии линейного излучения в гелеподобной среде с объемной долей частиц диоксида титана меняющейся в пределах 0.001-0.015 г/л демонстрируют, что прошедшее излучение имеет эллиптическую поляризацию. Также в процессе перехода от малократного к многократному рассеянию наблюдается уменьшение степени поляризации рассеянного гелеподобной средой света.

Литература

1. Соболев И. М. Метод Монте-Карло – М.: Наука, 1968. – 64 с.
2. Popov A.P., Priezzhev A.V., Lademann J., Myllylä R.A. Effect of multiple scattering of light by titanium dioxide nanoparticles implanted into a superficial skin layer on radiation transmission in different wavelength ranges // Quantum Electron., 37(1). P. 17-21 (2007).
3. Zhu C., Liu Q., Ramanujam N. Effect of fiber optic probe geometry on depth resolved fluorescence measurements from epithelial tissues: a Monte Carlo simulation- Journal of biomedical optics // Journal of Biomedical Optics. 8(2). P. 237–247 (2003).
4. Boren C.F., Huffman D.R. Absorption and scattering of Light by small Particles. – New York: Wiley, 1983. – 530 p.

ПОЛЯРИЗАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ МНОГОКРАТНО РАССЕЯННОГО ГЕЛЕПОДОБНОЙ СРЕДОЙ ИЗЛУЧЕНИЯ

Е.А. Исаева, А.А. Исаева, М.А. Мачеев
Научный руководитель: к.ф.-м.н., Е.А. Исаева,
к.ф.-м.н., А.А. Исаева

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

Лазерная поляриметрия одно из наиболее активно развивающихся направлений среди методов диагностики структуры объектов в

биомедицине. В процессе взаимодействия лазерного излучения с биообъектами и системами биомолекул с упорядоченной или случайной структурой возникают различные оптические эффекты, обусловленные структурными и функциональными особенностями анализируемых сред. К таким эффектам относится изменение макроскопических и микроскопических поляризационных характеристик излучения [1]. Изменение интенсивности рассеяния света поляризованного по правому и левому кругу применяется для оценки структурных изменений гемоглобина при его полимеризации в серповидных клетках [2]. Поляриметрические измерения, основанные на дисперсии оптического вращения, позволяют определить концентрацию глюкозы [3].

В данной статье приведены результаты исследования взаимосвязи между поляризационными макропараметрами и структурными особенностями гелеподобных фантомных сред в условиях модуляции лазерного излучения. На рис. 1 представлена схема экспериментальной установки для поляриметрических измерений модельных слоистых рассеивающих сред (водные растворы технического желатина с различными объемными долями наночастиц диоксида титана серии SACHTLEBEN RDI-S со средним размером частиц 150 нм равными 0.1 и 0.01).



Рис. 1. Схема экспериментальной установки: 1 – ТОРТИКА DL 100: DL 100 лазерная диодная головка, $\lambda = 830$ нм; 2 – ТОРТИКА DL 100: модуль контроля лазерного излучения; 3 – объект; 4 – поляризационная головка PAN5710IR1 (700-1000 нм); 5 – автоматизированный поляриметр Thorlabs TXP 5004; 6 – ПК

При поляриметрическом подходе по исследованию слоев модельных сред на основе водных растворов желатина и рассеивающих центров использовался амплитудно- и частотно-модуляционный метод зондирования и анализировались степень деполяризации лазерного излучения и параметры Стокса в зависимости от объемной доли рассеивающих центров в среде. Исследования проводились при различных режимах временной модуляции состояния поляризации зондирующего излучения.

В отсутствие модуляции лазерного излучения при увеличении кратности рассеяния и переходе от режима малократного рассеяния (объемная доля рассеивающих центров 0.01) к режиму многократного рассеяния (объемная доля рассеивающих центров 0.1) рассеивающей среды увеличивается степень деполяризации излучения, что согласуется с результатами исследований в статье [4]. Также следует отметить

значительный оптический отклик среды для режимов с наибольшей модуляций поляризации (рис. 2).

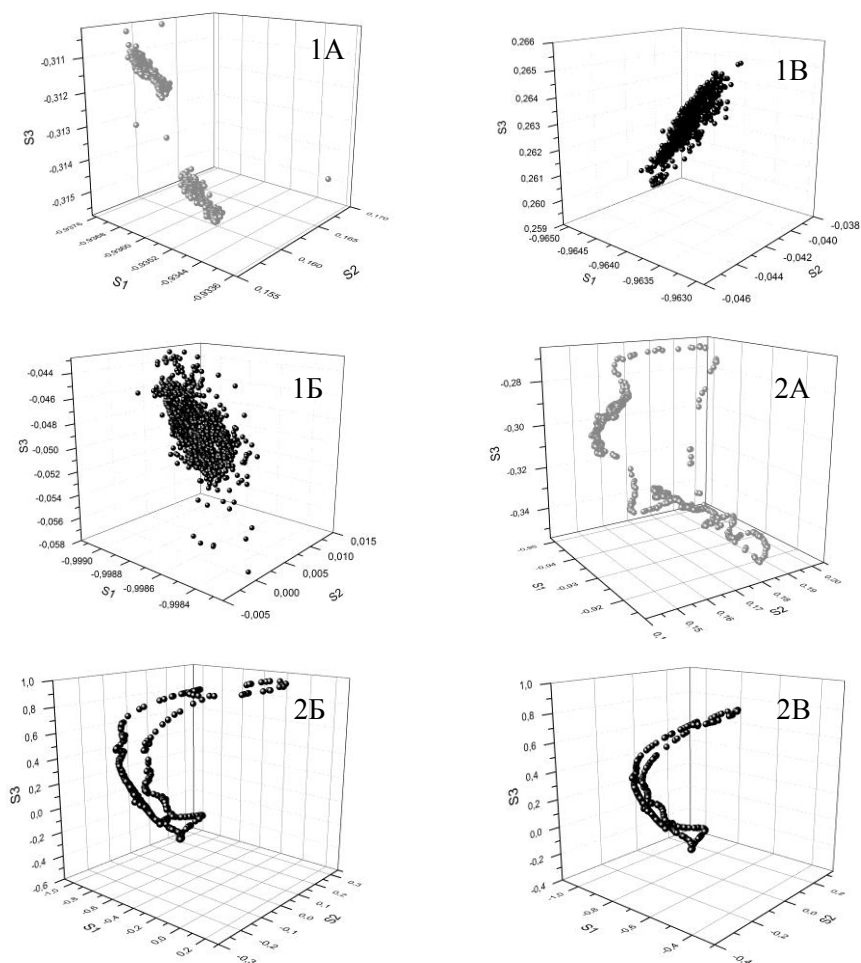


Рис. 2. Поляризационные микроскопические параметры рассеянного модельными средами излучения при различных концентрациях наночастиц TiO_2 в координатах параметров Стокса: 1А, 2А – модуляция падающего лазерного излучения, 1Б, 2Б – объемная доля TiO_2 0.01, 1В, 2В – объемная доля TiO_2 0.1.

При незначительном временной модуляции параметров Стокса (частично эллиптически поляризованный с параметрами $\Delta S_1 \in \{0, 0.03\}$, $\Delta S_2 \in \{0, 0.05\}$, $\Delta S_3 \in \{0, 0.11\}$, характерными для одного режима, с параметрами $\Delta S_1 \in \{0, 0.2\}$, $\Delta S_2 \in \{0, 0.4\}$, $\Delta S_3 \in \{0, 0.08\}$, характерными для другого режима) зондирующего света рассеянное модельными средами лазерное излучение характеризуется усиленной модуляцией поляризации ($\Delta S_1 \in \{0, 0.63\}$, $\Delta S_2 \in \{0, 0.57\}$, $\Delta S_3 \in \{0, 1.25\}$ – для первого режима, и $\Delta S_1 \in \{0, 1.45\}$, $\Delta S_2 \in \{0, 0.8\}$, $\Delta S_3 \in \{0, 1.43\}$ – для второго режима модуляции для сред с меньшей кратностью рассеяния) со значительным сдвигом значений параметра Стокса S_2 и S_3 в область значений, соответствующих сферической поляризации в правом направлении. При значительной модуляции вектора Стокса по амплитуде и направлению с увеличением концентрации рассеивателей в фантомной среде и уменьшением

транспортной длины рассеивания наблюдается более сильный разброс значений параметра S_2 .

Подобные исследования позволяют углубить представления о влиянии поляризационных эффектов на взаимодействие лазерного излучения с биотканью. Например, для эффектов деполяризации и оптической анизотропии излучения при многократном рассеянии, обусловленных фибриллярной структурой биоткани.

Также исследования поляризационных характеристик многократно-рассеянного средой излучения играют важную роль для развития поляризационно-чувствительной спекл-спектроскопии рассеивающих сред, в том числе биологических тканей.

Литература

1. Ghosh N., Vitkin I.A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook // J. Biomed. Opt., 2011. V.16. №11. P.110801:1-5.
2. Понявина А.Н. Селекция оптического излучения при рассеянии в частично упорядоченных дисперсных средах // Журнал прикладной спектроскопии, 1998, Т.6. №5. с. 721 – 733.
3. Kohl M., Cope M., Essenpreis M., Böcker D. Influence of glucose concentration on light scattering in tissue-simulating phantoms// *Opt. Lett.* 1994 V.19. №24. P. 2170:1-3.
4. Zimnyakov D.A., Yuvchenko S.A., Taskina L.A., Alonova M.V., Isaeva E.A., Isaeva A.A., Ushakova O.V. Features of polarization decay in the transition between the low-step and multiple scattering of laser light // Proceedings of the SPIE, 2016. V. 9917. P.99172D: 1-7.

ИНФОРМАЦИОННОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО РИСКА РАЗВИТИЯ ГЛАУКОМЫ

Р.Р. Исламова, А.Ю. Вахрамеев

Научные руководители: к.т.н., доцент И.А. Лакман

А.Ш. Загидуллина*

*Уфимский государственный авиационный технический
университет, г. Уфа*

**Башкирский государственный медицинский университет, г. Уфа*

Актуальность совершенствования информационного обеспечения оценки функционального риска развития глаукомы обусловлено комплексом факторов:

1. Принятием государственной целевой программы «Цифровая экономика Российской Федерации» утвержденной распоряжением

Правительства Российской Федерации от 28 июля 2017 г. № 1632-р. [1], а также стратегией Развития информационного общества Российской Федерации на 2017-2030 годы и приоритетного проекта «совершенствование процессов организации медицинской помощи на основе внедрения медицинских технологий», утвержденного протоколом Совета при президенте Российской Федерации по стратегическому развитию и приоритетным проектам от 25 октября 2016 года № 9.

2. Необходимостью повышения качества жизни населения РФ на основе укрепления его здоровья.

В настоящее время заболеваемость глаукомой в нашей стране неумолимо растёт [2], в связи с этим злободневны поиски любых средств по сдерживанию заболеваемости, в частности средств информационного обеспечения, позволяющих выявить риски заболевания на самых ранних стадиях и оценить их влияние на состояние здоровья российских граждан [3].

Анализ информационного обеспечения в области ранней диагностики глаукомы свидетельствует о том, что в офтальмологии применяется ряд программных специализированных программных продуктов, в частности:

1. система «Стратегия SPARK» разработанная украинскими программистами, которая позволяет измерять пороговое и центральное поля зрения и оценить варианты возможного развития глаукомы. Главным недостатком данной системы является исследование недостаточного количества факторов риска [4];

2. система «Moorfields Motion Detection Test» (2008) разработанная в Великобритании [5], которая основывается исключительно на данных периметрии при оценке вероятности развития глаукомы, что, естественно, является недостаточным для постановки диагноза [4].

3. способ диагностики глаукомы российских авторов Мачехина В.А., Манаенковой Г.Е., Михиной И.В. [6], включающий проведение компьютерной статической периметрии центрального поля зрения. Недостатком способа является низкая информативность обследования у пациентов с сопутствующей глазной и соматической патологией, т.к. «слабым» местом методики синезелтой периметрии является ее чувствительность к изменениям прозрачности хрусталика;

4. способ диагностики глаукомы, включающий определение площади нейроретинального кольца и толщины ретинального слоя нервных волокон при проведении ретинальной томографии с помощью HRT-II, укомплектованного программой для выявления глаукоматозных изменений ДЗН [7]. Метод заключается в измерении потока света, отраженного от определенной плоскости, перпендикулярной к оси посылаемого луча. Компьютерное обеспечение позволяет смоделировать трехмерную конфигурацию поверхности диска зрительного нерва (ДЗН), используя серию поперечных срезов. Результаты могут быть представлены в виде

профиля ДЗН, сканирования отдельных элементов и секторов ДЗН, а также в виде трехмерного изображения и анализа 22 параметров ДЗН и перипапиллярной сетчатки. Данный способ не позволяет в 25% случаях правильно диагностировать риск наступления заболевания на ранних стадиях.

Преодолеть вышеперечисленные недостатки позволяет программа для ЭВМ «Оценка функционального риска возникновения первичной открытоугольной глаукомы» [8], разработанная коллективом авторов на базе Уфимского государственного авиационного университета в сотрудничестве с Башкирским государственным медицинским университетом.

В ходе разработки названной программы был осуществлен сбор и обработка амбулаторных карт и заключений, карт стационарных больных и выписных эпикризов, данных анамнеза жизни, анамнеза болезни, объективных данных, дифференцированных диагнозов и уточненных диагнозов на их основе была создана база данных в виде регистра больных. БД позволяет хранить и обрабатывать информацию об обследовании глаз пациентов; были рассчитаны математические модели на основе статистического аппарата построения логит, пробит и гомпит-моделей, метода опорных векторов, дающих возможность предвидеть наступление заболевания с расчётом соответствующей вероятности; проведен отбор математических моделей и определена лучшая модель наиболее точно и достоверно позволяющая обеспечить раннюю диагностику глаукомы; осуществлена оценка полученных результатов и доработана модель на актуализированных данных; разработано программное обеспечение, учитывающее особенности социально-демографических ковариат пациентов, условий и факторов, способствующих возникновению глаукомы, на основе лучшей математической модели; произведена практическая апробация программного обеспечения на клинических базах кафедры офтальмологии с курсом ИДПО БГМУ; получено свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 201761985 [8].

Бесспорным преимуществом предлагаемой программы является высокая достоверность и простота использования. На наш взгляд данная программа могла стать составной частью программного обеспечения автоматизированного рабочего места врача-офтальмолога. Кроме того, программа может быть доработана в части возможности предоставления электронных медицинских документов для граждан, которым оказывалась медицинская офтальмологическая помощь, а также мониторингования состояния больных и качества медицинского обслуживания, что вполне согласуется с Дорожной картой развития цифровой экономики [1].

Литература

1. Программа «Цифровая экономика Российской Федерации» (режим доступа: <http://d-russia.ru/wp-content/uploads/2017/05/programmaCE.pdf>)
2. Дулясова М.В., Ханнанова Т.Р. Социальная защита работника: жизнь, здоровье, деловая репутация - Учебное пособие для студентов высших учебных заведений. - Москва, 2008.
3. Калентьева А. З. Клиническое проявление и диагностика первичной открытоугольной глаукомы с учетом наследственной предрасположенности в Республике Башкортостан, автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.00.08 – ГУ Уфимский НИИ глазных болезней АН Республики Башкирия. Библиогр, с. 22, Самара, 2009.
4. Волков В.В. Глаукома открытоугольная. – М.: медицинское информационное агенство. 2008. – С. 24.
5. Bergin C, Moosavi R, Crabb DP, Verdon-Roe GM, Westcott MC, Viswanathan AC, Fitzke FW, Garway-Heath DF. Developing and evaluating threshold algorithms for the Moorfields Motion Displacement Test (MDT). Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008: ARVO E-Abstract 1108.
6. Мачехин В.А., Манаенкова Г.Е., Михина И.В. Сине-желтая периметрия в ранней диагностике глаукомы. - Глаукома: теории, тенденции, технологии. Москва, 2007. ,С. 401-405.
7. Bathija R., Zangwill L., Berry C.C. et al. Detection of early glaucomatous structural damage with confocal laser scanning tomography. /- J.Glaucoma. – 1998. – Vol. 7. – 12. – P. 121-127.
8. Свид. 2017619685 Российская Федерация. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ. «Оценка функционального риска возникновения первичной открытоугольной глаукомы» // заявители и правообладатели Азнабаев Б.М., Загидуллина А.Ш., Лакман И.А., Исламова Р.Р., Вахрамеев А.Ю.; заявл. 14.07.17; опубл. 01.09.17, Реестр программ для ЭВМ. – 1 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОЖИ ШЕИ

Е.И. Колчанова

Научные руководители: М.В. Бабич, В.С. Кубланов

*Уральский федеральный университет имени первого
Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург*

При проведении терапевтической электростимуляции шеи человека, ток проходит через 17 основных видов биологических тканей. Проподимость электрического тока определяется свойствами тканей – удельной диэлектрической проницаемостью ϵ и электропроводностью σ . В

рассматриваемых справочных источниках [1-7], разброс значений характеристик всех тканей, кроме кожи, достигает одного порядка. У кожи, разброс достигает трех порядков. Для σ в зависимости от частоты максимальная разность между значениями σ при 1 Гц, $\sigma_{\min}=0,0002$, $\sigma_{\max}=0,8400$, при которой среднее значение $\sigma_{\text{ср}} = 0,3000$ См/м. Для проницаемости аналогично – 1 Гц, $\epsilon_{\min}=1136$ $\epsilon_{\max}=6000$, $\epsilon_{\text{ср}}=3568$. То есть при выборе значений для кожи сложно выбрать верное, и в результате исследований электростимуляции можно получить неверные результаты. Цель данного исследования - определение наиболее точных свойств кожи на основании экспериментальных данных и значений из источников.

В качестве испытуемых выступало 4 добровольца, 2 женского пола, 2 мужского в возрасте 22-28 лет. Измерения проводились с помощью программного обеспечения «National Instruments ELVISmx Instrument Launcher Impedance Analyzer» и оборудования включающего в себя: два электрода диаметром 15 мм, манжету для шеи, измеритель импеданса. Два электрода, стимулирующий и заземляющий, симметрично закреплялись на шее в проекции шейных ганглиев симпатической нервной системы с помощью манжеты, измерялись модуль $|Z|_3$ и фаза импеданса ϕ_3 шеи испытуемых.

Моделирование шеи человека проводилось с использованием программного обеспечения COMSOL, методом конечных элементов (МКЭ). Модель человеческой шеи и ϵ и σ всех биологических компонент кроме кожи были взяты из базы данных IT'IS Foundation [3]. Для определения корректных значений ϵ и σ кожи, выполнялся анализ экспериментальных данных значений импеданса в диапазоне частот от 1 Гц до 1 МГц, и значений, для различных комбинаций, на основании [1-7].

За верные свойства ϵ и σ принимались те, в результате использования которых в исследуемом диапазоне частот или участке в нем в рассчитанной модели получались значения $|Z|_m$ и ϕ_m , совпадающие с экспериментальными данными $|Z|_3$ и ϕ_3 по значению и характеру изменения. Графики зависимости модулей импеданса и фазы приведены на рисунках 1-2 соответственно, где испытуемый 1-4 – данные испытуемых, модель – корректные модельные данные.

Подстановка значений свойств ϵ и σ проводилась из справочных источников [1-7], экстраполяцией и подбором. Значения свойств кожи ϵ и σ , полученные в результате исследования, и значения из источников [1-7] представлены на рис. 3, 4.

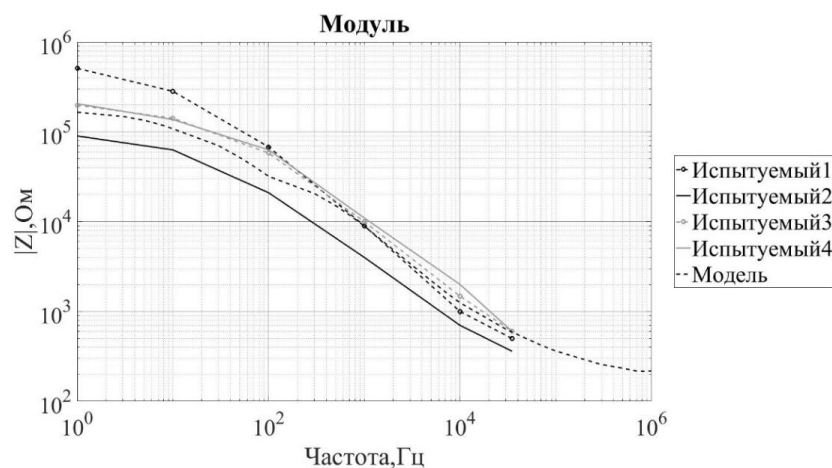


Рис. 1. Зависимость модельного и экспериментальных модулей импеданса от частоты

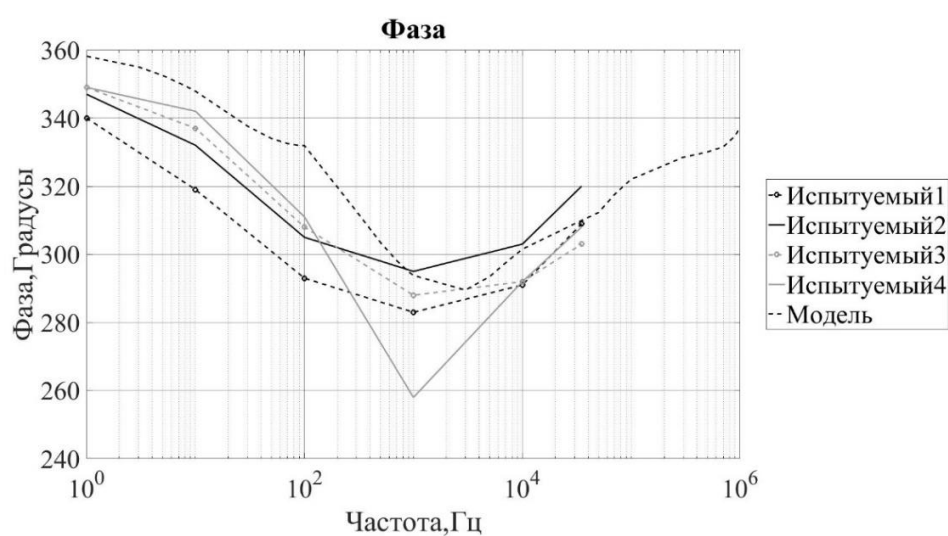
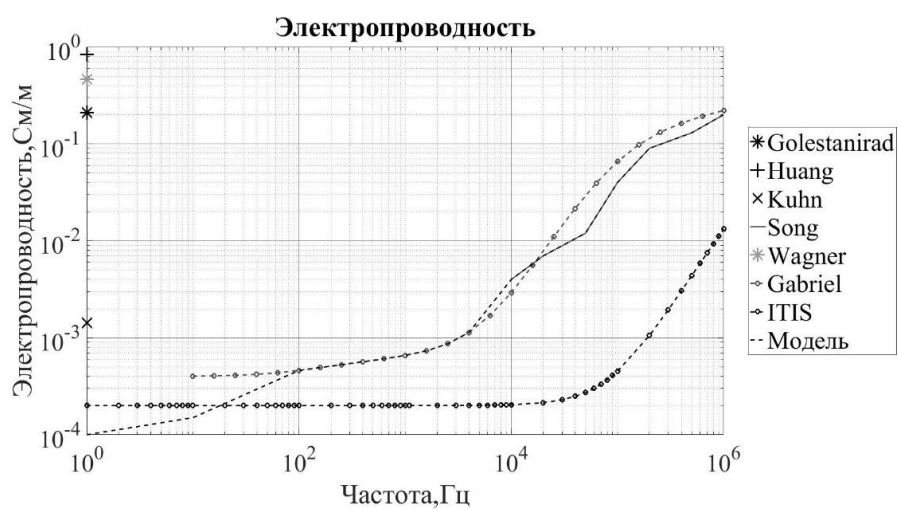


Рис. 2. Зависимость модельного и экспериментальных фаз тока от частоты

Рис. 3. Экспериментально полученная электропроводность σ

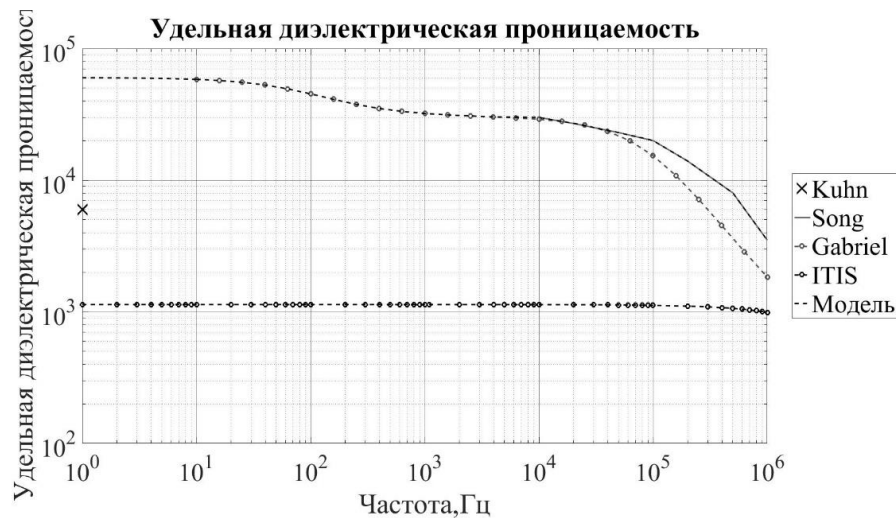


Рис. 4. Экспериментально полученная удельная диэлектрическая проницаемость ϵ

Значения электропроводности σ в диапазоне (1-100) Гц рассчитаны в соответствии с экспериментальными измерениями, в диапазоне (0.1 -4) кГц соответствуют теоретическим данным [1], в диапазоне (4-10) кГц значения были аппроксимированы, в диапазоне (0.01-1) МГц соответствуют [2].

Значения удельной диэлектрической проницаемости ϵ в диапазоне (1 - 10) Гц были получены методом экстраполяции, в диапазоне (0.01 -10) кГц соответствуют [1], в диапазоне (0.01-1) МГц соответствуют [2].

Проведенные исследования позволили получить наиболее корректные значения свойств кожи шеи ϵ и σ в диапазоне частот от 1 Гц до 1 МГц, путем интеграции данных эксперимента и моделирования. Средние значения для частоты 1 Гц, частоты с максимальным размахом значений, по данным справочных источников составляли $\sigma_{\text{ср}}=0,3000$ См/м и $\epsilon_{\text{ср}}=3568$, по результатам исследований получены следующие значения – $\sigma=0,0001$ См/м и $\epsilon=58340$. В дальнейшем, эти значения могут быть использованы при разработке медицинских терапевтических приборов и в научных исследованиях.

Литература

1. Gabriel. C et al. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey // Phys. Med. Biol. 1996. № 41 P. 2231-2249.
2. Song Y. et al. A finite-element simulation of galvanic coupling intra-body communication based on the whole human body // Sensors. 2012. Vol. 12, № 10. P. 13567–13582.
3. IT'IS FOUNDATION: [сайт] URL:<https://www.itis-foundation.org>
4. Golestanirad L. et al. Effect of realistic modeling of deep brain stimulation on the prediction of volume of activated tissue // Prog. Electromagn. Res. 2012. Vol. 126. P. 1–16.

5. Huang Y. et al. Measurements and models of electric fields in the in vivo human brain during transcranial electric stimulation // eLife. 2017. Vol. 6. P. e18834.

6. Wagner T. et al. Transcranial direct current stimulation: A computer-based human model study // NeuroImage. 2007. Vol. 35, № 3. P. 1113–1124.

7. Kuhn A. Modeling transcutaneous Electrical Stimulation//Diss. ETH №17948 2008.

ОДНОСТАДИЙНЫЙ СИНТЕЗ БЕНЗИМИДАЗОЛА ИЗ БЕНЗИЛОВОГО СПИРТА И 1,2-ФЕНИЛЕНДИАМИНА В ПРИСУТСТВИИ Pd/MXOY КАТАЛИЗАТОРОВ

И.А. Лукоянов¹, М.А. Кулагина², В.Н. Панченко^{1,2}, М.Н. Тимофеева^{1,2}

Научный руководитель: д.х.н. М.Н. Тимофеева

¹*Новосибирский государственный технический
университет, г. Новосибирск*

²*Институт катализа СО РАН, г. Новосибирск*

В настоящее время в мире становится популярным подход к производству химических веществ, основанный на одnoreакторном (*one-pot*) синтезе, то есть процессе, включающем две или более стадий, которые протекают в одних и тех же условиях, без добавления других реагентов и/или катализаторов. Применение такого подхода позволяет не только существенно уменьшить количество отходов и количество используемых реагентов, но и сократить число лабораторных операций и повысить экономичность и экологичность процесса.

Разработка эффективных методов синтеза азотсодержащих гетероциклических соединений, обладающих биологическими свойствами и являющихся перспективными кандидатами для создания лекарственных препаратов, является важной задачей современной органической химии. Бензимидазол и его производные обладают противовоспалительной, противораковой активностью, а так же применяются в качестве строительного блока при создании новых лекарственных форм. В настоящее время подавляющее большинство методов синтеза бензимидазола и его производных основаны на использовании в качестве исходных веществ карбонильных соединений [1]. Сравнительно недавно появились работы, в которых была показана возможность *one-pot* их синтеза с использованием спирта, который окисляется в соответствующий кетон *in situ* [2-4].

Данная работа посвящена разработке синтеза бензимидазола из бензилового спирта и 1,2-фенилендиамина (рисунок 1) в присутствии бифункционального катализатора на основе Pd и оксидов металлов (α - Al_2O_3 , TiO_2 , Fe_2O_3 , Ga_2O_3 , ZrO_2 , V_2O_5 , Cr_2O_3 , WO_3 , Nb_2O_5).

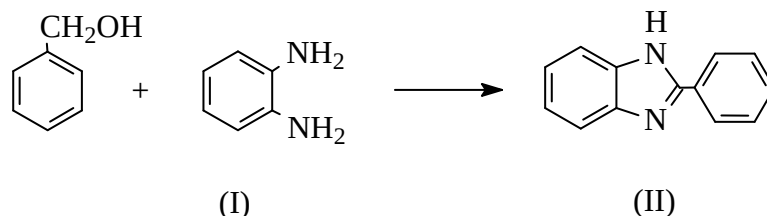


Рис. 1. Схема получения бензимидазола из 1,2-фенилендиамина и бензилового спирта

Катализаторы 0.5%Pd/ M_xO_y готовили осаждением на поверхность оксидного носителя гидроксокомплексов палладия, образующихся при смешении водных растворов Na_2CO_3 и H_2PdCl_4 . Размер Pd частиц, определенный методом хемосорбции CO, и основные текстурные характеристики носителей приведены в таблице.

Текстурные характеристики и каталитические свойства 0.5%Pd/ M_xO_y в реакции 1,2-фенилендиамина с бензиловым спиртом

	Текстурные свойства ^a			d_{Pd}^b (нм)	Каталитические свойства ^b	
	$S_{\text{БЭТ}}$ ($\text{м}^2/\text{г}$)	V_{Σ} ($\text{см}^3/\text{г}$)	D ($\text{\AA}$)		Конверсия (I), (%)	Выход (II) (%)
0.5%Pd/ Al_2O_3	10.6	0.025	103	1.9	65.7	56.3
0.5%Pd/ Fe_2O_3	8.6	0.031	155	1.5	20.9	19.7
0.5%Pd/ TiO_2	2.0	0.003	55	6.8	21.6	20.5
0.5%Pd/ Ga_2O_3	17.5	0.103	239	5.4	26.4	24.5
0.5%Pd/ ZrO_2	19.3	0.064	134	1.6	24.7	24.3
0.5%Pd/ V_2O_5	3.5	0.013	156	1.5	28.4	28.4
0.5%Pd/ Cr_2O_3	2.5	0.007	113	3.6	24.8	24.1
0.5%Pd/ Nb_2O_5	1.9	0.003	70	4.3	31.5	30.1
0.5%Pd/ WO_3	2.9	0.008	125	3.7	30.6	29.7
1.0%Pd/ WO_3				8.1	23.7	21.4
2.0%Pd/ WO_3				7.1	22.9	20.0

^a $S_{\text{БЭТ}}$ – удельная поверхность носителя, V_{Σ} – суммарный объем пор, D – средний диаметр пор. ^b Размер Pd^0 частиц. ^b Условия реакции: 0.04 г катализатора, 0.1 г 1,2-фенилендиамин, 0.15 ммоль бензилового спирта, 5 мл метанола, 90 °C, 10 ч.

Реакцию синтеза бензимидазола (II) из 1,2-фенилендиамина (I) и бензилового спирта (схема 1) проводили в стеклянном термостатированном реакторе, снабженном мешалкой и обратным холодильником. В реактор загружали рассчитанное количество (I), бензилового спирта, метанола. Реакционную смесь нагревали до 90 °C. Момент прибавления катализатора

считали за начало реакции. Через определенное время отбирали пробы и анализировали методом ГЖХ. Основные результаты приведены в таблице.

Согласно полученным данным в присутствии 0.5%Pd/M_xO_y реакция протекает гетерогенно. На это указывал тот факт, что после удаления катализатора реакция останавливается. Основным продуктом реакции является бензadiaзепин с селективностью 92.8-94.4 %. Стоит отметить, что, не смотря на высокую скорость реакции в присутствии 0.5%Pd/Al₂O₃, селективность реакции по сравнению с другими системами не превышает 86.6 %.

Полученные результаты указывают на то, что скорость реакции и выход (II) зависят от природы оксидного носителя. Как видно из рис. 2А, выход (II), нормированный на удельную поверхность носителя, возрастает с увеличением электронного сродства атома металла носителя [5]. Это может быть связано с влиянием силы взаимодействия Pd частиц с оксидным носителем на электронное состояние Pd. Сильное взаимодействие Pd частиц с носителем смещает энергию связи внутренних *d*-электронов в более высокоэнергетическую область, соответствующую окисленному состоянию палладия, что вызывает увеличение как активности 0.5% Pd/M_xO_y, так и выхода (II).

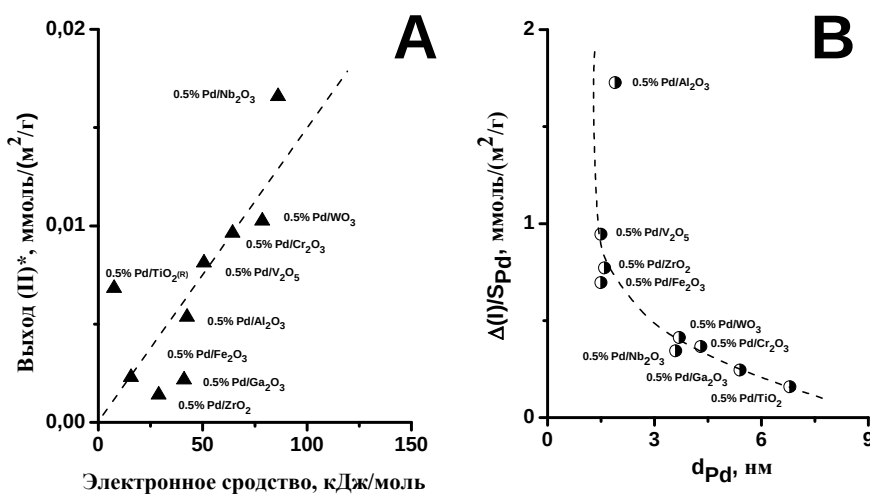


Рис. 2. (А) Корреляция между выходом (II), нормированным на удельную поверхность носителя, и электронным сродством металла носителя (Б). Корреляция между средним диаметром Pd частиц и количеством превращенного (I), отнесенного на поверхность Pd частиц

Скорость реакции и выход продукта (II) в присутствии 0.5% Pd/M_xO_y также зависят от размера Pd частиц на поверхности носителя. На это указывает корреляция между средним диаметром Pd частиц и количеством превращенного (I), отнесенного на поверхность Pd частиц ($\Delta(I)/S_{Pd}$) рисунок 2В. С увеличением размера Pd частиц $\Delta(I)/S_{Pd}$ снижается. Аналогичная зависимость наблюдается и в случае увеличения содержания Pd на WO₃. Увеличение количества Pd с 0.5 до 2.0 масс.% приводит к снижению

конверсии (I) с 30.6 до 22.9% и выхода (II) с 29.7 до 20.0%, что объясняется увеличением размера Pd частиц с 3.7 до 7.1 нм (таблица).

Работа выполнена в рамках государственного задания ФГБУН ИК СО РАН (проект №. 0303-2016-0007)

Литература

1. Alaqeel S. I., Synthetic approaches to benzimidazoles from o-phenylenediamine: A literature review// Tetrahedron Lett. - 2013. – Vol. 54. – P. 6934-6936

2. Chaudhari C., Siddiki S. M. A. H., Shimizu K., Acceptorless dehydrogenative synthesis of benzothiazoles and benzimidazoles from alcohols or aldehydes by heterogeneous Pt catalysts under neutral conditions // Tetrahedron Lett. 2015. – Vol. 56. – P. 4885-4888

3. Momeni A. R., Samimi H. A., Jahanian R., Urea-hydrogen peroxide/silica phosphoric acid-catalyzed oxidation-condensation Tandem reaction: One-pot synthesis of 2-substituted benzimidazoles from alcohols // Iran. J. Catal. – 2012. – Vol. 2. – P. 141-145

4. Li G., Wang J., Yuan B., Zhang D., Lin Z., Li P., Huang H., Iron-catalyzed one-pot synthesis of benzimidazoles from 2-nitroanilines and benzylic alcohols // Tetrahedron Lett. – 2013. – Vol. 54. – P. 6934-6936

5. Wikipedia. The Free Encyclopedia: Electron affinity [https://en.wikipedia.org/wiki/Electron_affinity_\(data_page\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Electron_affinity_(data_page))

ИНФОРМАЦИОННАЯ ПОДДЕРЖКА РАСЧЕТА ЭКОНОМИЧЕСКОГО БРЕМЕНИ ВИРУСНОГО ГЕПАТИТА

Р.Р. Мазитова

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.А. Лакман

Башкирский государственный университет, г. Уфа

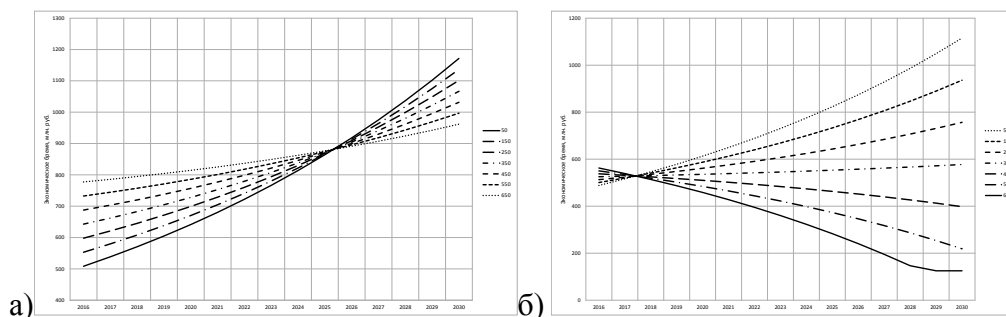
Вирусные гепатиты выделяются в социально-экономическом аспекте и клинико-эпидемиологической картине здравоохранения [1]. По исследованиям специалистов ВОЗ хронический вирусный гепатит С (ХВГС) в ближайшем будущем станет главной проблемой общественного здоровья, что предполагает значительные экономические и социальные потери. Проблема ХВГС в Республике Башкортостан также актуальна. Цифры ежегодной регистрации новых случаев заболевания ХВГС в РБ неуклонно растут: так, если в 1999 г. было зарегистрировано 246 новых случаев, то в 2000 г. уже 538, а в 2013 и 2014 гг. соответственно 905 и 864 случая. В связи с этим возникает необходимость в разработке комплексного информационного решения, позволяющего спрогнозировать развитие

распространения ХВГС в РБ и рассчитать экономическое бремя в зависимости от выбора стратегии лечения.

В исследовании использовалось имитационное моделирование по принципу модели системной динамики. Для построения такой модели требуется нахождение начальных условий по базовому прогнозу. Инерционный прогноз вновь выявленных случаев заболевших ХВГС на перспективу в 15 лет построен на основе данных динамики новых обнаруженных ежегодных случаях за период 1999-2014 гг. В качестве инструмента моделирования выбрана модель авторегрессии проинтегрированного скользящего среднего со структурными скачками, определенными с помощью теста Квандта-Эндрюса и Перрона [3].

В качестве сценариев рассматривались две методики лечения: комбинированная противовирусная терапия (ПВТ) пегинтерферонами и ПВТ Викайра Пак. Программное приложение было реализовано в среде Matlab средствами встроенного языка М на основе данных о количестве заболевших ХВГС, популяционный коэффициент смертности в РБ; коэффициент излечимости, вероятность контакта с инфицированным человеком, численность населения в РБ. По результатам, при традиционной терапии незначительно снижаются темпы развития распространения ХВГС, а при инновационной методике лечения есть возможность погасить распространение ХВГС уже к 2029 г.

Для оценки социально-экономического бремени ХВГС (1-й генотип) использовалась методика расчета Н.Д. Ющука и соавторов [2], в которой бремя определяется как сумма прямых медицинских затрат, потерь внутреннего регионального продукта (ВРП) Республики Башкортостан и социальных затрат и потерь. Таким образом, была разработана информационная поддержка для решения данных задач в комплексе, где предусмотрена визуализация развития эпидемии при различных стратегиях в виде 3D моделей (рисунок). Полученные результаты показали, что возвратные инвестиции при реализации инновационной методики окупаются уже к 2030 году при лечении 650 больных в год.



Модель прогноза распространения ХВГС (1-й генотип)
в динамике 2015–2030 гг. при различном количестве больных, подвергающихся
противовирусной терапии: а – противовирусная терапия с интерфероновыми схемами;
б – противовирусная терапия с безинтерфероновыми схемами

Разработанная информационная поддержка позволяет определить условия для возможности компенсации развития эпидемии ХВГС за счет вложений государства в лечение граждан таким образом, чтобы затраты окупались. Полученные результаты моделирования и сделанные на их основе выводы могут быть учтены при разработки новых стандартов лечения хронического вирусного гепатита С (генотипы 1a и 1b).

Литература

1. Воробьев М.В. Заболеваемость вирусными гепатитами в Российской Федерации в 2009-2011 годах // Социальные аспекты здоровья населения. М., 2012. – № 4. – С. 26.

2. Н.Д., Знойко О.О., Якушечкина Н.А. и др. Оценка социально-экономического бремени гепатита С в Российской Федерации // Эпидемиол. и вакцинопроф. 2013; 2: 18–33.

3. Лакман И.А., Галямов А.Ф., Валишин Д.А. Прогноз социально-экономического бремени хронического вирусного гепатита с (1 генотипа) при реализации различных сценарных прогнозов его распространения в республике Башкортостан // Инфекционные болезни. – 2016. – Т. 14. – № 3. – С. 67-74.

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ МЕТИЛЕНОВОГО СИНЕГО И КУМАРИНА С ДИОКСИДОМ ТИТАНА В РАСТВОРАХ, СОДЕРЖАЩИХ ИОНЫ ТЯЖЕЛЫХ АТОМОВ

А.Г. Мельников, В.В. Ефремова, А.В. Коваленко,
В.Р. Куенбаева, А.М. Хайрушева

Научный руководитель: д.х.н., профессор Г.В. Мельников

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

Одной из важных проблем, стоящих перед современной наукой это поиск альтернативных источников энергии. Перспективным является использование солнечной энергии для преобразования ее в электричество. К настоящему времени ведутся исследования по совершенствованию преобразователей, так называемых ячеек Гретцеля, включающих в себя матрицу диоксида титана, с нанесенными на его поверхность красителями и тяжелыми атомами. В этой связи актуальным является исследование взаимодействия красителей с ионами тяжелых атомов и металлов, сорбированных на частицах диоксида титана.

В данной работе исследование люминесцентными методами процесса тушения флуоресценции метиленового синего (МС) и кумарина 6

связанных с частицами диоксида титана. В работе применяли смесь красителей анионный кумарин и катионный МС. Выбор этих красителей обусловлен тем что спектры поглощения их перекрывают спектральную область видимого света, кроме того, актуальным является исследование особенностей взаимодействия катионных и анионных красителей с диоксидом титана в присутствии ионов тяжелых атомов (йод) и металлов (свинец, цинк).

Цель: определить константы тушения флуоресценции метиленового синего и кумарина ионами тяжелых металлов свинца и цинка в водной суспензии диоксида титана

Диоксид титана (TiO_2) в водной среде несет положительный заряд это позволяет сорбироваться аниону кумарина на положительно заряженные участки частиц TiO_2 . Водная суспензия TiO_2 концентрацией 1 мг/л имеет значение pH6.

При переходе от водного раствора к суспензии диоксида титана наблюдается уменьшение интенсивности флуоресценции кумарина. Можно предположить, что это связано с тушением флуоресценции кумарина при связывании анионов и катионов красителя с частицами диоксида титана, вследствие повышения локальной концентрации МС на частицах диоксида титана. Для катиона МС наблюдалось возрастание интенсивности флуоресценции при сорбции на частицах диоксида титана, что можно объяснить уменьшением вероятности тушения, растворенным кислородом вследствие потери трансляционной подвижности красителя. Установлено, что при переходе от водного раствора к суспензии диоксида титана константа тушения ионами свинца флуоресценции кумарина уменьшилась примерно в 1,6 раза (таблица). Также наблюдалось уменьшение константы скорости тушения флуоресценции катиона МС. Полученные результаты можно объяснить связыванием аниона кумарина и аниона метиленового синего с наночастицами диоксида титана.

Константы Штерна-Фольмера тушения флуоресценции метиленового синего и кумарина в водном растворе и суспензии диоксида титана

K_{S-F}, M^{-1}		
H_2O		
	Нитрат свинца (II) $\text{Pb}(\text{NO}_3)_2$	Сульфат цинка ZnSO_4
Кумарин	1380	2980
Метиленовый синий	858,5	1259
TiO_2		
	Нитрат свинца (II) $\text{Pb}(\text{NO}_3)_2$	Сульфат цинка ZnSO_4
Кумарин	887,8	984,2
Метиленовый синий	780,4	1469,7

Потерей подвижности анионов кумарина вследствие сорбции можно объяснить уменьшение константы тушения ионами свинца флуоресценции кумарина при переходе от водного раствора к суспензии диоксида титана. При использовании сульфата цинка в качестве тушителя флуоресценции кумарина также наблюдалось уменьшение константы тушения. Однако для МС наблюдалось возрастание константы тушения флуоресценции при переходе к диоксиду титана. Предположено, что это связано с эффективной сорбцией МС и ионов цинка на частицах диоксида титана, что приводит к возникновению значительной локальной концентрации МС и ионов цинка на частицах и возрастанию константы тушения по сравнению с водными растворами.

Следует отметить, что не наблюдается корреляции между возрастанием константы спин-орбитального взаимодействия, пропорциональной заряду ядра тяжелого атома свинца и цинка и константы тушения флуоресценции кумарина и метиленового синего в суспензии диоксида титана. Это можно объяснить статическим тушением ионами свинца и цинка флуоресценции кумарина и метиленового синего, что связано с образованием комплексов состава краситель-тушитель-диоксид титана в основном электронном состоянии.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

Ю.Р. Сагитдинова, И.П. Мельникова

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

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

За травмой конечности всегда приходит дискомфорт, боли, снижение её подвижности. От повреждения голеностопного сустава страдает множество людей разного возраста. Самая распространенная причина заболеваний этого сустава – истончение хрящевой ткани. Первой задокументированной операцией по лечению таких заболеваний является операция Олби-Делби, заключающаяся в сращивании костей. Вследствие этого увеличивалась нагрузка на ногу, сильно изменялось распределение веса, что приводило к болям в позвоночнике [1, 2].

Современная медицина позволяет не устранять подвижность голеностопного сустава. В большинстве случаев пациенты могут продолжить вести спортивный образ жизни. Эндопротезы голеностопного сустава имеют разнообразную форму, осевые движения [1, 2].

Проблемой современных эндопротезов является долгая приживляемость и высокая вероятность возникновения воспалительных процессов при приживлении. Эту проблему можно решить, используя напыление различных биосовместимых биоактивных порошков на внутрикостную часть эндопротезов. В данной работе предлагается повысить прочность биосовместимого напыляемого покрытия с приданием ему антимикробных свойств за счет модификации порошка перед напылением [3].

Цель представленной работы заключается в модернизации конструкции и покрытия эндопротеза голеностопного сустава, представленного в патенте № 2 322 216 и на рисунке 1.

На рис. 1 приведена разработанная структурно-функциональная схема.

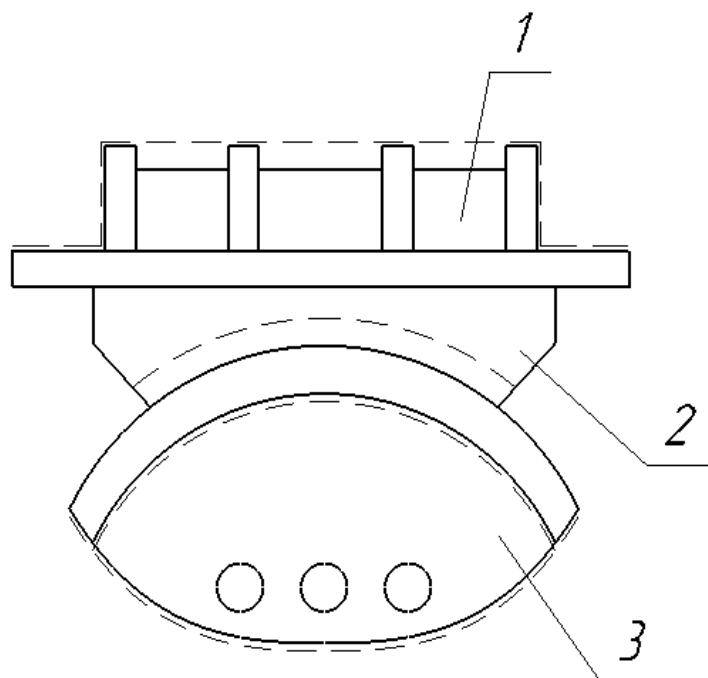


Рис. 1. Эндопротез голеностопного сустава (патент № 2 322 216)

1 – большеберцовый компонент, 2 – корректирующий вкладыш,
3 – таранный компонент

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

Предлагается модернизировать конструкцию эндопротеза следующим образом: заменить биосовместимый биотолерантный материал – нержавеющая сталь 12Х18Н10Т на биосовместимый биоинертный материал – сплав титана ВТЗ-1; верхний элемент сделать разборным и вживляемую в кость часть удлинить вверх; на внутрикостные части эндопротеза выполнить напыление гидроксиапатита, модифицированного бемитом

(AlOON). Бемит придает антимикробные свойства покрытию из гидроксиапатита. На поверхности, сопрягающиеся с костью, напылить покрытие из гидроксиапатита и бемита, что позволит улучшить механическое сцепление с костью, уменьшить срок реабилитации пациента, уменьшит вероятность возникновения воспалений [1, 3].

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

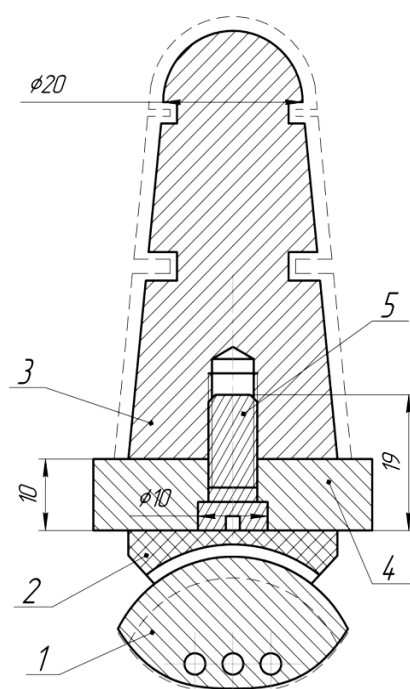


Рис. 2. Сборочный чертеж эндопротеза: 1 – таранный компонент, 2 – корректирующий вкладыш, 3 – верхняя часть большеберцового компонента, 4 – площадка большеберцового компонента, 5 – винт

Предполагается, что выше описанные изменения конструкции позволят снизить травмируемость таранной и большеберцовой кости, улучшить сцепление костной ткани с элементами эндопротеза благодаря пазам (верхний элемент), отверстиям (нижний элемент) и антимикробному покрытию. Разборная конструкция верхнего элемента эндопротеза позволит использовать больше универсальных элементов, благодаря чему возможно удешевление производства размерного ряда протезируемого изделия. Размеры, представленные на рисунке 2, являются предлагаемыми, но не обязательными.

Таким образом, проведена модернизация конструкции эндопротеза голеностопного сустава и нанесено биосовместимое покрытие на основе гидроксиапатита, с повышенной прочностью и антимикробными свойствами.

Литература

1. Пат. 2443434 Российская Федерация МПК⁵¹ A61L27/02/ Способ изготовления внутрикостных имплантатов/ Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. ГОУ ВПО «Саратовский государственный технический университет» (СГТУ). № 2010142243/15. Заявл. 18.10.2010., опубл. 27.02.2012 Бюл. № 6. – 4 с.
2. Пат. 2 322 216 Вальдемар Линк ГМБХ УНД КО. КГ (DE)/ Эндопротез голеностопного сустава / КофоздХакон (DK), Келлер Арнольд (DE), ЛИНК Хельмут Д. (DE)- № 2010142243/15. Заявл. 14.12.2006., опубл. 20.04.2008.
3. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Миндрин Е.С. Создание новых биосовместимых материалов на основе гидроксиапатита и бемита с улучшенными эксплуатационными характеристиками // Сборник материалов всероссийской молодежной научной школы «Инновационные проекты в стоматологии», 17 сентября 2012 г. – Саратов: ООО «Изд-во научная книга», 2012. – С. 166-172.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА

М.В. Часова, И.П. Мельникова, В.О. Лукьянова
Научный руководитель: д.т.н., профессор И.П. Мельникова

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

Локтевой сустав имеет очень важное значение в жизни человека. Благодаря ему возможно выполнение как бытовых, так и профессиональных движений. Локтевой сустав физиологически очень уязвим к различным травмам, которые можно получить от повышенной или неверной нагрузки, а также от механических травм – падений, ушибов.

Протезирование – это операция по замене утраченных или сильно травмированных частей тела искусственными заменителями – протезами. Протез – это приспособление, выполненное в форме какой-либо части тела, заменяющее ее в дальнейшем. Протезирование является важным этапом процесса трудовой реабилитации человека, утратившего конечности, или получившего травмы опорно-двигательного аппарата.

Эндопротезирование сустава это сложная хирургическая операция, в ходе которой выполняется замена элементов сустава с помощью имплантатов. Современные эндопротезы изготавливаются из материалов, которые обладают хорошей приживляемостью в организме человека и повышенной прочностью [1-3]. Благодаря этому срок службы составляет в

среднем 15-20 лет, а во многих случаях пациенты пользуются эндопротезами до 30 лет, когда они изнашиваются их заменяют на новые [3].

Эндопротезирование локтевых суставов возвращает пациентов к привычному образу жизни, дает возможность руке частично или полностью функционировать, а человеку заниматься любимой работой, улучшает качество жизни. Эндопротез, который устанавливается пациенту, полностью повторяет форму и структуру нормального сустава и выполняет все положенные ему функции (рис. 1).



Рис. 1. Функции эндопротеза

Целью работы является модернизация эндопротеза, представленного в патенте Российской Федерации №2290143. Конструкция прототипа изделия изображена на рис. 2.

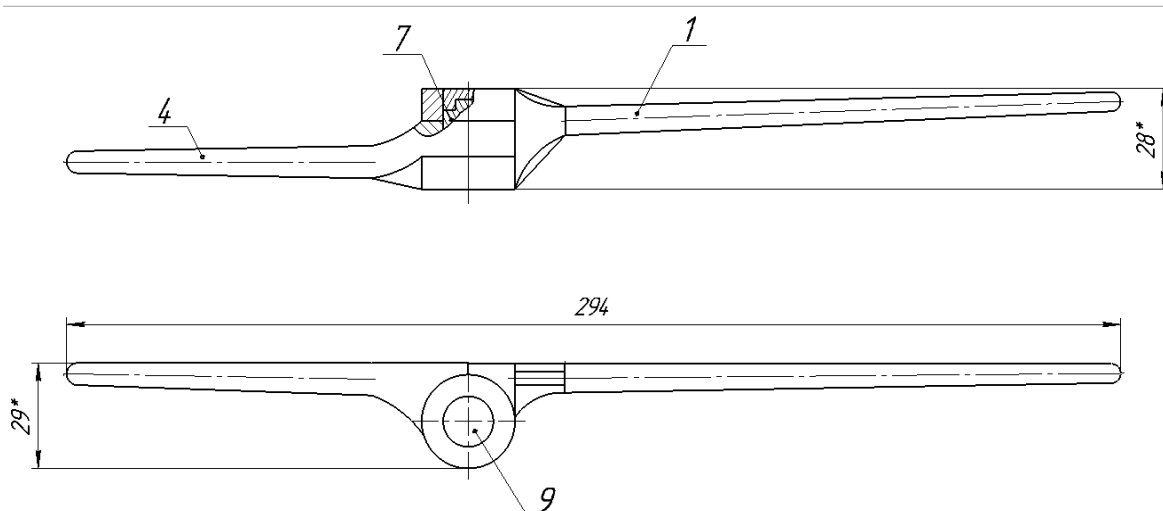


Рис. 2. Эндопротез локтевого сустава, патент РФ № 2290143:

1 – плечевая ножка, 4 – локтевая ножка, 7 – втулка, 9 – заглушка

Конструкция прототипа эндопротеза включает плечевую и локтевую ножки, и используемые для их закрепления втулку и заглушку. Детали

прототипа выполнены из материала: титановый сплав марки ВТ6. Этот сплав отличается хорошими механическими свойствами, и он также применен в модернизированном варианте эндопротеза.

Данная конструкция эндопротеза имеет несколько недостатков, связанных с его остеоинтеграцией к кости больного и связанна с анатомическим строением локтевого сустава.

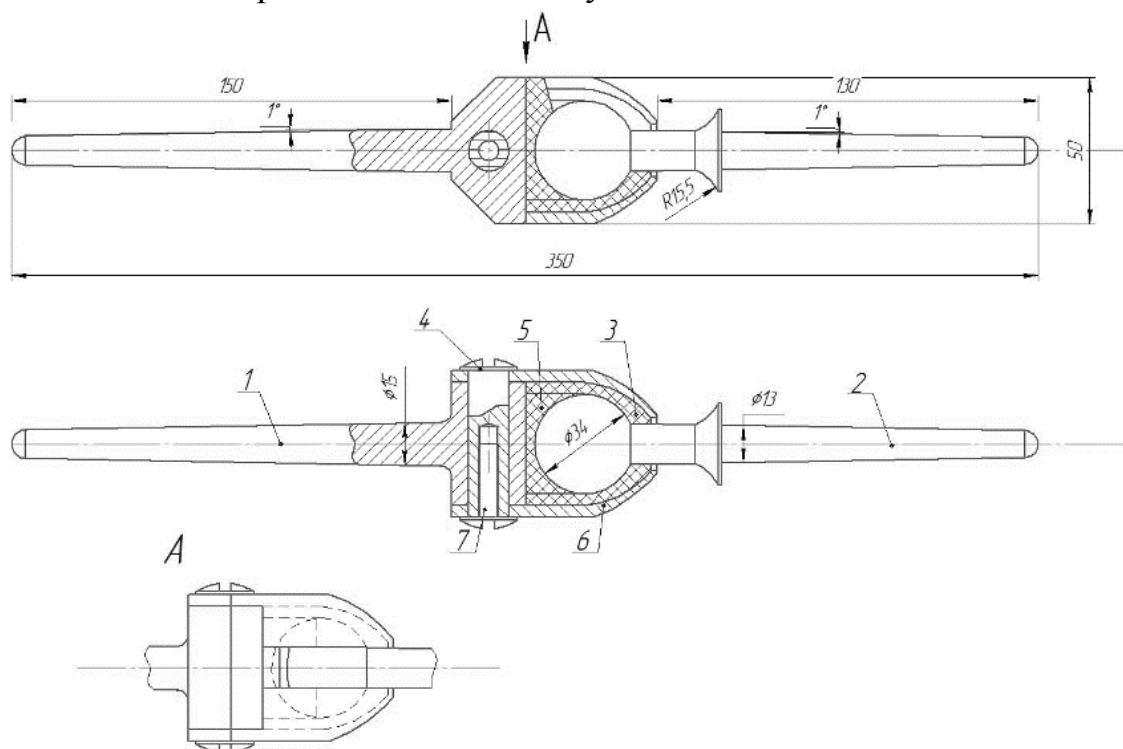


Рис. 3. Сборочный чертеж усовершенствованного эндопротеза локтевого сустава:
1 – плечевой компонент, 2 – локтевой компонент, 3 – полиэтиленовая втулка,
4 – цилиндр, 5 – полиэтиленовый вкладыш, 6 – корпус, 7 – винт

На рис. 3 виден результат модернизации эндопротеза. После анализа конструкции прототипа протеза локтевого сустава, предложено ввести в конструкцию: корпус (рис. 3-6) для защиты подвижной части эндопротеза; видоизменить локтевой компонент эндопротеза (рис. 3-2), добавив сферический наконечник для снижения трения между компонентами; применить для изготовления втулки и вновь введенной детали вкладыша - полиэтилен. Полиэтилен обеспечивает минимальное трение, максимальную устойчивость к разрушению вкладыша и втулки. Наличие втулки (рис. 3-3) необходимо, для лучшего закрепления локтевого компонента и направления хода движения. Также целесообразно использовать цилиндр с винтом (рис. 3-4,7), для фиксации конструкции. Для повышения прочности и остеоинтеграции на внутрикостную часть конструкции нанесено биосовместимое покрытие на основе оксида алюминия [4].

Таким образом, была модернизирована конструкция и введено покрытие из оксида алюминия, наносимое на внутрикостную часть эндопротеза.

Литература

1. Пат. RU № 2290143, 18.04.2005. Эндопротез локтевого сустава / Прохоренко В.М., Глушков В.М., Шатерников Б.Н.
2. Слободской А.Б. Эндопротезирование при лечении травм и заболеваний локтевого сустава / А.Б. Слободской, И.С. Бадак, И.В. Воронин // Остеосинтез и эндопротезирование. – 2012. – № 3. – С. 25-26.
3. Статья «Эндопротезирование суставов» [Электронный ресурс]. URL: <http://traumatology.eurodoctor.ru>.
4. Мальцева С.В. Разработка методики совершенствования и контроля гранулометрического состава композиции из алюмооксидных порошков, применяемых в имплантологии / С.В. Мальцева, М.В. Часова, И.П. Мельникова, А.В. Лясникова // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: Сборник материалов VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. – Саратов, 2017. – С. 24-26.

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ПЭО ПОКРЫТИЙ НА НАНОСТРУКТУРИРОВАННОМ ТИТАНЕ

В.Р. Мукаева, Р.Г. Фаррахов, Д.М. Лазарев, А.Г. Стоцкий
Научный руководитель: д.т.н., профессор Е.В. Парфенов

*Уфимский государственный авиационный
технический университет, г.Уфа*

Изготовление имплантатов нового поколения требует тщательного исследования и подбора материала изделия и обработки его поверхности. Применение новых материалов, таких как наноструктурированный титан Grade 4, перспективно для достижения улучшенных механических характеристик медицинских изделий [1]. Формирование функционального Са, Р- содержащего покрытия на поверхности имплантата позволяет улучшить приживаемость постоянного титанового имплантата [2]. Процесс плазменно-электролитического оксидирования (ПЭО) позволяет получить покрытия с высокой степенью адгезии к подложке и в наибольшей степени достичь требуемых свойств поверхности (рельеф, пористость, химический состав) по сравнению с другими методами. Также процесс обладает преимуществами по экологичности и производительности [3].

В данной статье проведена оценка коррозионных свойств ПЭО покрытия на титане в свете оценки влияния структуры подложки на электрохимические свойства поверхности.

Экспериментальные исследования выполнялись на автоматизированной технологической установке для изучения электролитно-плазменных процессов. В ходе ПЭО титана Grade-4

поддерживался импульсный биполярный режим источника со стабилизацией напряжения; амплитуда положительных и отрицательных импульсов 470 и -40 В соответственно; скважность 51% и 26%. Температура электролита поддерживалась 20 °С. Обработка проводилась в водном растворе 20 г/л $\text{Na}_3\text{PO}_4 \cdot 12\text{H}_2\text{O}$ с добавкой 25 г/л ацетата кальция. В качестве образцов использовался Ti с измельченным размером зерна ($d \approx 200$ нм) и крупным размером зерна ($d \approx 15$ мкм).

Топография поверхности и микроструктура покрытия исследовались с помощью электронного микроскопа Jeol JEM-6390 для вида на поверхность сверху и на поперечных шлифах. Шероховатость поверхности измерялась на профилометре TR-220.

Для оценки коррозионной стойкости образцов исследовались поляризационные кривые, полученные в растворе Рингера с использованием потенциостата Elins P-5X, хлорсеребряного электрода сравнения и платинового противозэлектрода.

В результате ПЭО на поверхности Ti Grade 4 было сформировано ПЭО покрытие толщиной $21,7 \pm 4,4$ мкм. Была получена пористая поверхность. Суммарная площадь пор составила $21,5 \pm 2$ % от всей поверхности образца. Средняя шероховатость поверхности $R_a = 1,13$ мкм. На рисунке 1 показаны фотографии поверхности и поперечного шлифа Ti образца с покрытием. Показатели толщины покрытия, пористости и шероховатости поверхности позволяют предположить хорошую биосовместимость покрытия [2].

В таблице и на рисунке 2 представлены результаты электрохимических испытаний образцов из наноструктурированного и крупнозернистого титана без покрытия и после ПЭО. Были рассчитаны потенциалы свободной коррозии $E_{\text{корр}}$ и токи коррозии $I_{\text{корр}}$.

Для образцов без покрытия потенциал коррозии более отрицательный, чем для образцов с покрытием, что указывает на пассивацию поверхности после ПЭО.

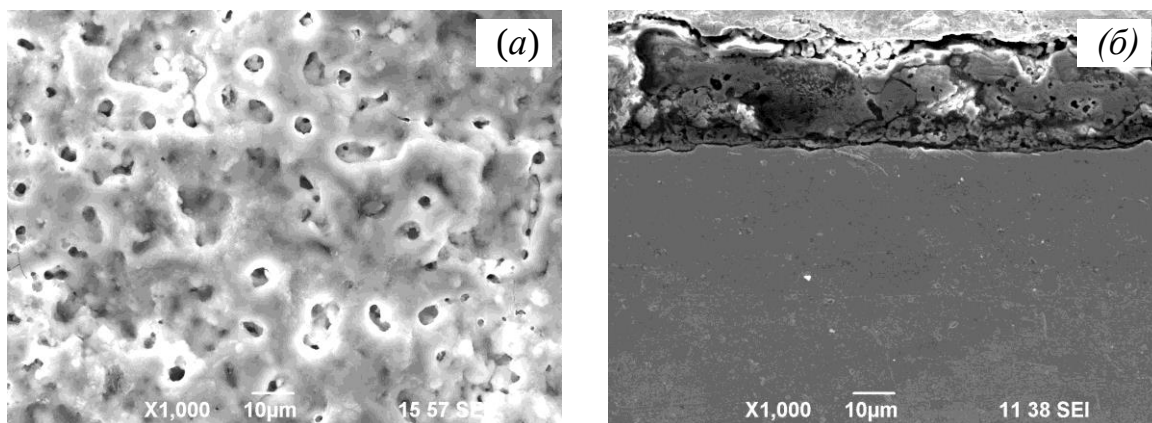


Рис. 1. Микрофотографии образца Ti Grade-4 с ПЭО покрытием: вид сверху (а), поперечный шлиф (б)

Результаты электрохимических испытаний образцов Ti Grade 4

Тип образца	$E_{\text{корр}}$ (В)	$I_{\text{корр}}$ ($\text{А} \cdot \text{см}^{-2}$)
КЗ-Ti	-0,2159	$1,70 \cdot 10^{-8}$
нано-Ti	-0,2882	$2,54 \cdot 10^{-8}$
КЗ-Ti с ПЭО покрытием	0,0331	$3,88 \cdot 10^{-9}$
нано-Ti с ПЭО покрытием	-0,1689	$3,30 \cdot 10^{-8}$

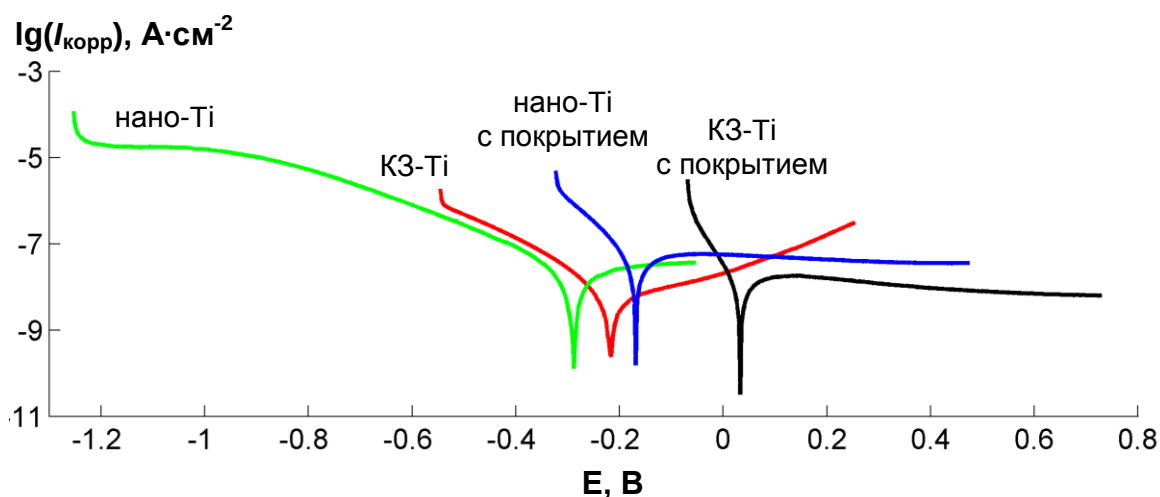


Рис. 2. Поляризационные кривые

Также токи коррозии у образцов с ПЭО-покрытием ниже, чем у образцов без покрытия. Сравнение поляризационных кривых Ti образцов с ПЭО покрытием, но разным размером зерна показывает, что измельчение зерна приводит к более активной поверхности, обладающей более высоким потенциалом коррозии и большими токами коррозии.

Выявлено, что перспективный материал для изготовления постоянных имплантатов, наноструктурированный Ti Grade 4 с улучшенными механическими характеристиками, обладает более активной поверхностью, чем Ti Grade 4 с крупным размером зерна. Морфология покрытия не зависит от размера зерна подложки.

ПЭО позволяет сформировать на поверхности имплантата из Ti Grade 4 пористое Ca-, P- содержащее покрытие, благоприятное для осаждения клеток костной ткани. Также ПЭО-покрытие позволяет пассивировать поверхность и снизить ток коррозии.

Для получения имплантатов для остеосинтеза с рельефом поверхности, схожими со свойствами кости и улучшенными коррозионными свойствами, рекомендуется использовать наноструктурированный Ti Grade 4 с ПЭО-покрытием.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Гранта Республики Башкортостан молодым ученым и молодежным научным коллективам на 2017 год.

Литература

1. Dyakonov G. S., Zemtsova E., Mironov S., Semenova I. P., Valiev R. Z., Semiatin S. L. An EBSD investigation of ultrafine-grain titanium for biomedical applications // Materials Science and Engineering: A. – 2015. Vol. 648. PP. 305-310.
2. Rafieerad A. R., Ashra M. R., Mahmoodian R., Bushroa A. R. Surface characterization and corrosion behavior of calcium phosphate-base composite layer on titanium and its alloys via plasma electrolytic oxidation: A review paper // Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. – 2015. Vol. 57. PP. 397-413.
3. Parfenov E. V., Yerokhin A., Nevvyantseva R. R., Gorbatkov M. V., Liang C. J., Matthews A. Towards smart electrolytic plasma technologies: An overview of methodological approaches to process modelling // Surface and Coatings Technology. – 2015. Vol. 269. PP. 2-22.

**СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ РУЧНОГО
И АВТОМАТИЧЕСКОГО ПЕРИМЕТРА**

А.О. Невожай

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

Кубанский государственный университет, г. Краснодар

Периметр – это прибор для исследования поля зрения, с помощью которого можно выявить различные его дефекты. В данной работе мы будем сравнивать два периметра: ручной периметр Ферстера и автоматический периметр Twinfield 2, основанный на стандарте Гольдмана.

Для начала рассмотрим форму и методику проведения исследования для каждого из периметров.

Периметр Ферстера (рис. 1) представляет собой дугу 180°, покрытую изнутри черной краской и с центрально расположенной белой точкой. Методика исследования поля зрения состоит в следующем. Пациента помещают в светлой комнате спиной к окну. Один глаз закрывают монокулярной повязкой, подбородок устанавливают на подставку периметра. Исследуемым глазом пациент неподвижно фиксирует белую точку в центре дуги периметра. Для определения границ поля зрения на белый цвет белый объект диаметром 5 мм медленно передвигают от периферии к центру до тех пор, пока больной, продолжая фиксировать центральную точку, не увидит белого объекта. Деление дуги, на которой больной заметил белый объект, соответствует границе поля зрения [1]. Далее полученные данные наносят на специальную схему.



Рис. 1. Периметр Ферстера

С помощью периметра Ферстера можно также обнаружить поля зрения для синего, красного и зеленого цвета. Изменение цветных полей может указать на патологию в светочувствительном слое (синий цвет) и в зрительном нерве (красный и зеленый цвет).

Периметр Гольдмана (Twinfield 2, рис. 2) представляет собой белую полусферу с точкой фиксации (мишенью) в центре.



Рис. 2. Периметр Гольдмана (Twinfield 2)

Методика исследования поля зрения состоит в следующем. Пациента помещают на определенном расстоянии от периметра, подбородок и лоб фиксируются специальной подставкой, один глаз закрывают повязкой. На первом этапе исследования проводят определение пороговой чувствительности сетчатки, путем постепенного повышения интенсивности импульса, а далее уже все последующие измерения происходят в этом пороге. Чем выше порог, тем лучше. После приступают к следующему этапу исследования. Пациенту показывают стимулы определенной интенсивности, если он его видит, то нажимает на кнопку джойстика – это «норма». Если же пациент его не видит, то программа впоследствии

возвращается к этому объекту и повторяют импульс, только с более сильной интенсивностью и если он его видит, то это определяется как «скотома 1». Если же опять не видит, то программа снова возвращается к этому объекту и повторяет импульс еще сильнее, если пациент заметил в этот раз – это «скотома 2», если не заметил, то опять повторяется эта процедура и тогда если пациент нажимает на кнопку, то это уже будет «абсолютная скотома». На достоверность результатов может повлиять качество фиксации взора пациента и его адекватная реакция на стимулы.

Теперь рассмотрим данные, который получаются после исследования с помощью периметра Ферстера (рисунок 3) и периметра Голдмана (рисунок 4). Сравнивая их можно заметить, что не смотря на то что данные автоматического более точны области полей зрения для белого света достаточно схожи у обоих видов периметров, но в тоже время в ручном периметре слепое пятно (на 18°) было определено более точно, чем в автоматическом.

Также нужно отметить, что время проведения исследования для каждого периметра различно. Так, у автоматического это время 20-30 мин, а у ручного – 60-70 мин.

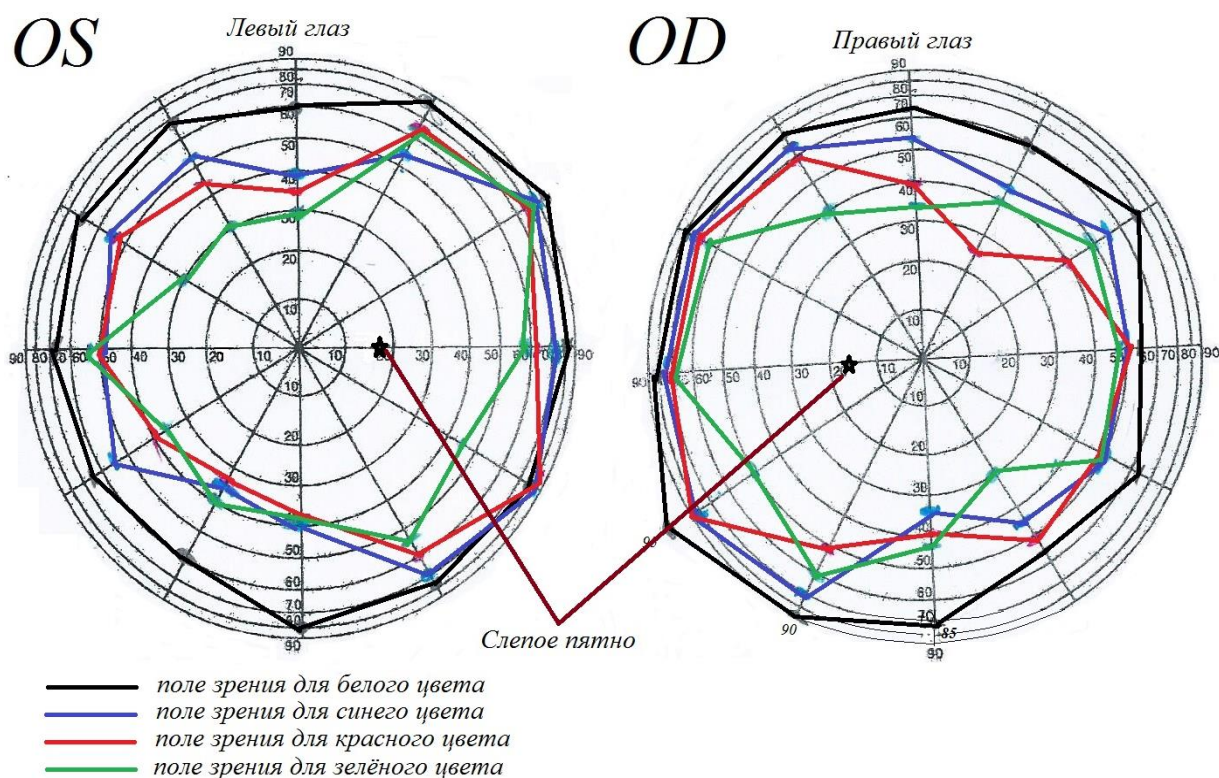


Рис. 3. Данные периметра Ферстера

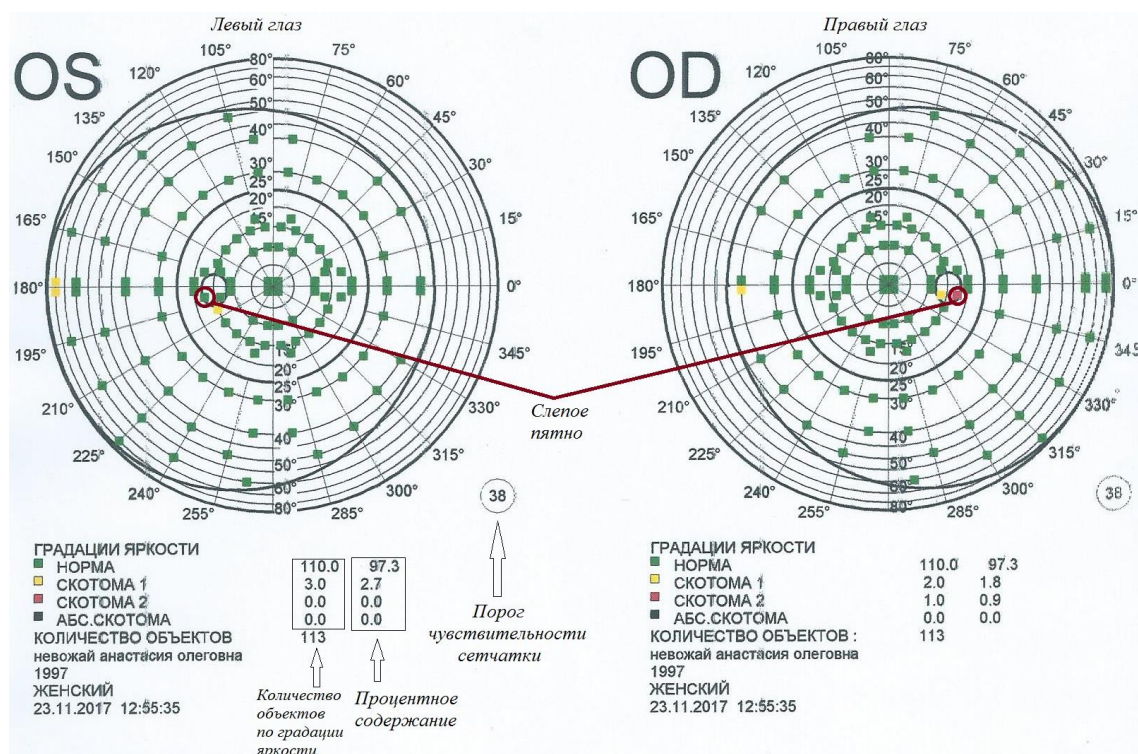


Рис. 4. Данные периметра Twinfield 2

В исследовании заболеваний также есть различия: с помощью ручного периметра очень трудно обнаружить небольшие скотомы, а вот с помощью автоматического это возможно даже на ранней стадии, что существенно увеличивает шансы на эффективное лечение и сохранение зрения. Также важной характеристикой периметра Ферстера является его дешевизна и мобильность, он хорошо подходит для первичного исследования, в ходе патологий стоит обратиться к периметру Гольдмана.

Таким образом, можно сказать, что ручной периметр достаточно примитивен и прост в использовании, имеет большую погрешность за счет того что нужно всегда следить за освещением дуги. Но в тоже он дает правильную область поля зрения, сравнимую с областью автоматического периметра. Конечно, автоматический периметр выигрывает практически по всем показателям: он более точен, его исследования могут определить заболевания даже на ранней стадии и время проведения намного меньше.

Литература

1. Добро Л. Ф., Богатов Н. М. Биофизика: лабораторный практикум. Ч. 2. Краснодар: Кубан. гос. ун-т, 2010. 79 с.

СИНТЕЗ ТРИОКСИДА ВОЛЬФРАМА ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ДАТЧИКОВ

Е.Р. Борисова, А.С. Минеев

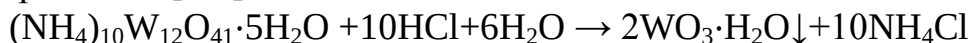
Научный руководитель: к.т.н., доцент Л.В. Никитина

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

В работе изложена методика получения газочувствительного триоксида вольфрама, изучены физико-химические свойства полученного материала и показана его перспективность для контроля газа водорода. Данный газ очень широко применяется в химической, пищевой, медицинской, авиационной, топливной промышленности, метеорологии и энергетике. Водород очень пожароопасен, в смеси с воздухом образует так называемый «гремучий газ», который при определенных концентрациях обладает повышенной взрывоопасностью, из-за чего на предприятиях, где используется водород, необходим непрерывный мониторинг уровня его содержания в воздухе.

В последнее время в плане контролирования содержания газообразного водорода, особое внимание уделяется разработкам газочувствительных пленок на основе WO_3 [1-3].

Наноразмерный триоксид вольфрама получали золь-гель методом с последующей пептизацией полученного осадка, полученного осаждением WO_3 из раствора паравольфрамата аммония (ПАВ) - $(NH_4)_{10}W_{12}O_{41} \cdot 5H_2O$ раствором HCl [4-6]:



В ходе эксперимента варьированием концентраций прекурсоров синтеза было выяснено, что наибольшее количество мелкодисперсного осадка получено при соотношении молей ионов $[H^+]/[W^{+6}] = 24.5$.

Температура синтеза варьировалась от $20^\circ C$ до $80^\circ C$. Образцы были исследованы рентгенофазовым анализом.

При температурах ниже $70^\circ C$ получаемый осадок является рентгеноаморфным. Для получения кристаллического осадка осаждение необходимо проводить при $70-80^\circ C$.

Были подобраны оптимальные концентрации неионогенного ПАВ ОП-10 и значения водородного показателя, при котором золь триоксида вольфрама наиболее устойчив. Для этого в образцах с течением времени фиксировали изменение показателя с помощью вискозиметра ВПЖ-1. Полученные данные кинетических изменений вязкости полученных золь представлены на рис. 2.

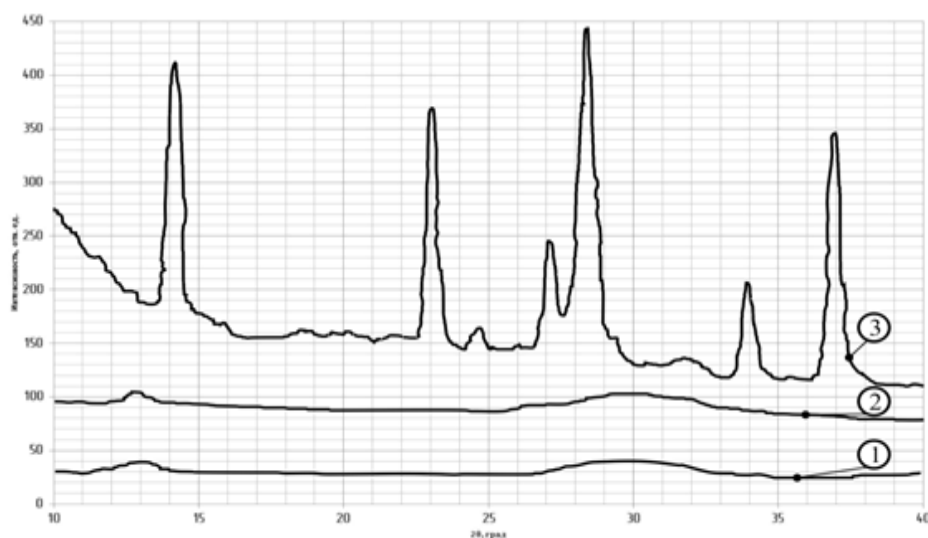


Рис. 1. РФА полученных осадков :при различных температурах осаждения:
1 – при 30°C; 2 – при 50°C; 3 – при 70°C

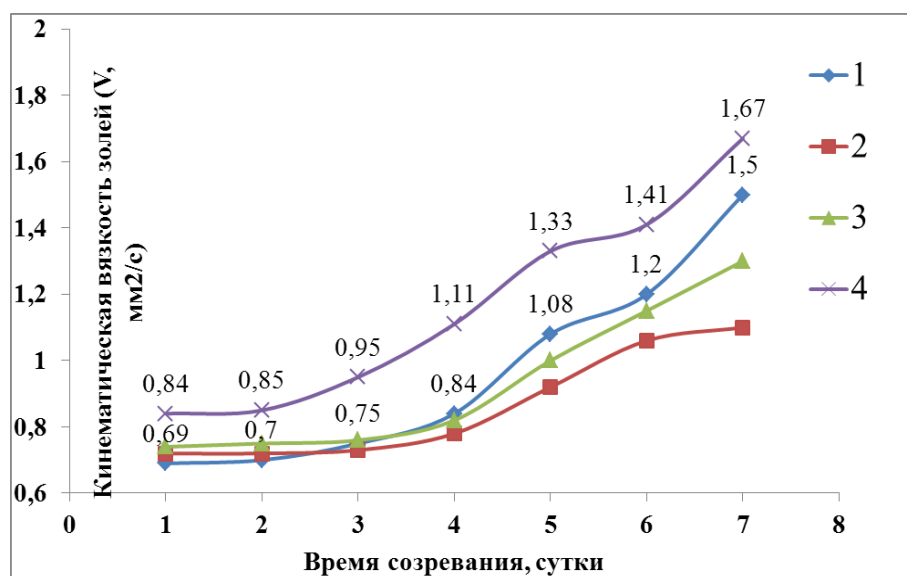


Рис. 2. График зависимости кинематической вязкости образцов от времени созревания

Проведены исследования образцов на сканирующем электронном микроскопе Aspek Explorer со встроенным энергодисперсионным анализатором. Для этого порошок распределяли на подложке с контактолом. После чего наносился слой золота. На рис. 3 представлены микрофотографии различных образцов.

Для обработки микрофотографий была использована программа, Image Tool, полученные результаты подсчета образцов на основании анализа нескольких фотографий (число частиц – 600 шт.) в дальнейшем использовались для построения дифференциальной и интегральной кривых численного распределения частиц WO_3 по размерам.

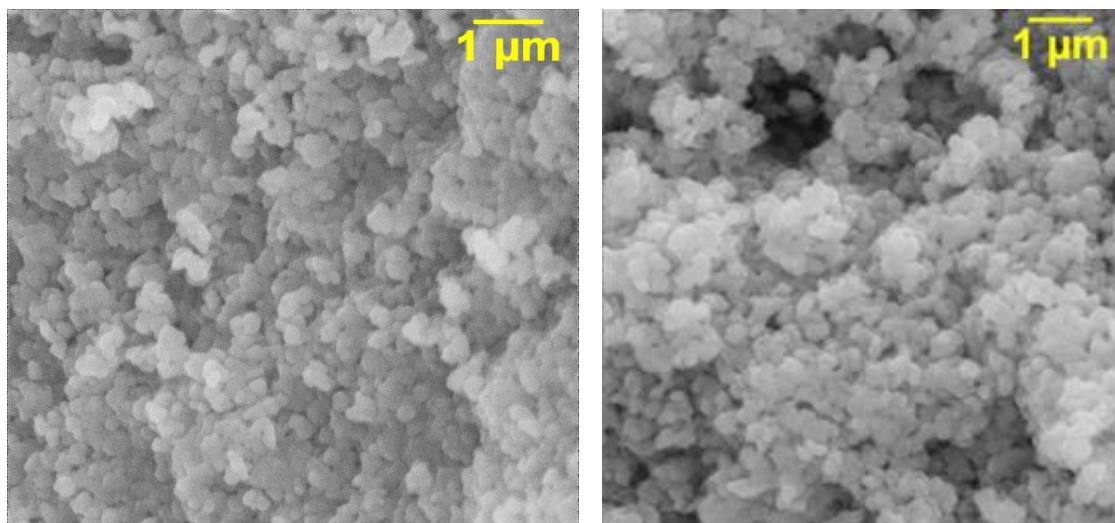


Рис. 3. Микрофотографии различных образцов триоксида вольфрама при $25 \cdot 10^3$ -кратном увеличении

На рис. 4 представлена дифференциальная кривая численного распределения частиц WO_3 по размерам.

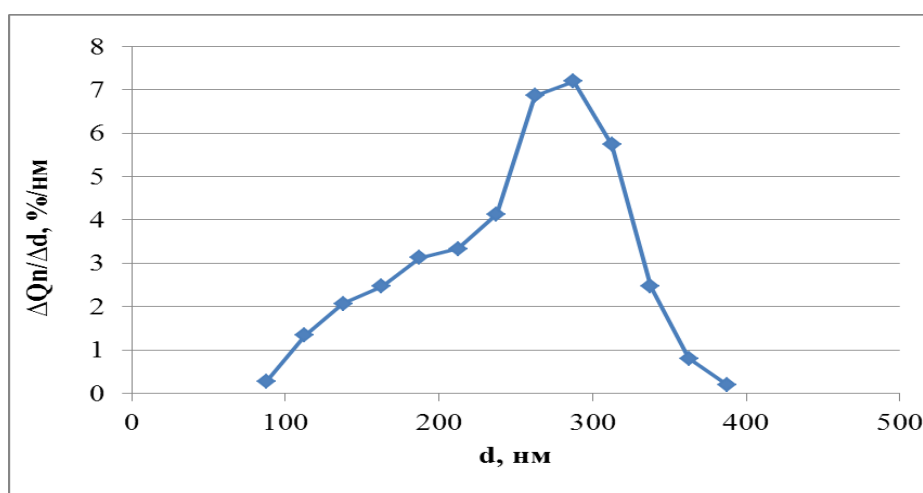


Рис. 4. Дифференциальная кривая численного распределения частиц WO_3 по размерам

Исходя из результатов, можно сказать, что размер частиц приблизительно равен 200-300 нм.

Таким образом, можно предположить, что подбор режимов синтеза (температура синтеза, концентрация прекурсоров и пр. позволит оптимизировать микро- и нанокристаллическое строение пленки оксида, и в дальнейшем, улучшить характеристики водородного датчика на основе этого материала для условий его эксплуатации.

Литература

1. Фоминский В.Ю. Свойства тонких пленок оксида вольфрама, формируемых методами ионно-плазменного и лазерного осаждения для детектора водорода на основе структуры $MOSiC$ / В.Ю. Фоминский,

С.Н.Григорьев, Р.И. Романов и др.//Физика и техника полупроводников. – 2012. – Т. 46. – Вып. 3. – С. 416-424.

2. Румянцева Н.Н. Синтез и исследование нанокомпозитов на основе полупроводниковых оксидов SnO₂ и WO₃/Н.Н. Румянцева, М.Н. Булова и др. // Вестн. Моск. ун-та. Сер. 2. Химия. 2001. Т. 42. – № 5. – С. 348-355.

3. Фоманюк С.С. Электрохромные свойства и наноструктура аморфных пленок оксида вольфрама / С.С. Фоманюк, Ю.С. Краснов, Г.Я. Колбасов, В.Н. Зайченко // Укр. хим. журнал. – 2008. – Т. 74. – № 3. – С. 55-58.

4. <http://www.tungsten-trioxide.com/>

5. Александров А.В. Влияние условий синтеза на коллоидно-химические свойства гидрозолей триоксида вольфрама / А.В. Александров, Н.Н. Гаврилова // Успехи в химии и химической технологии. – 2013. – Т. XXVII. – № 2. – С. 47-55.

6. Недоступ А.И. Синтез золей триоксида вольфрама, стабилизированных неионогенным ПАВ Surfynol 465/ А.И. Недоступ, А.В. Александров, Н.Н. Гаврилова // Успехи в химии и химической технологии. – 2014. – Т. XXVIII. – № 2. – С. 120-122.

ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРНОЙ ОРГАНИЗАЦИИ МЕТАЛЛОКОМПЛЕКСОВ ПЕКТИНА И СУКЦИНАТА ХИТОЗАНА МЕТОДОМ ИК СПЕКТРОСКОПИИ МНПВО

К.Н. Носенко

Научный руководитель: к.т.н., доцент Т.В. Берестова

Башкирский государственный университет, г. Уфа

Известно, что пектин и сукцинат хитозана обладают биологической активностью широкого спектра действия. Они активно используются в пищевой и фармацевтической промышленности.

В медицине пектин применяется как в лечебных, так и в профилактических целях. Он является эффективным природным сорбентом. Пектины способствуют улучшению метаболизма, принимая непосредственное участие в обмене веществ, повышают устойчивость организма к аллергии, уменьшают уровень холестерина в крови нормализуют микрофлору кишечника, устраняя острые кишечные инфекции. Пектин применяют как заменитель кровяной плазмы и кровоостанавливающее средство. Особое значение имеют радиопротекторные свойства пектина: он связывает и выводит из организма тяжелые и радиоактивные металлы [1].

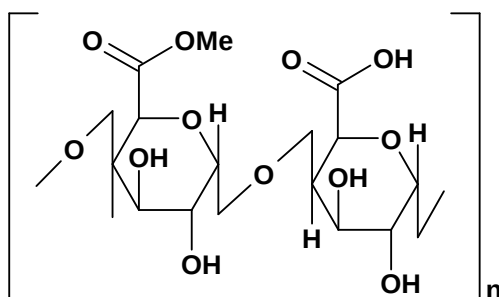
Хитозан и его производные являются хорошими этеросорбентами, они способны выводить из организма вредные вещества. Эти соединения

снижают риск сердечно-сосудистых заболеваний, нормализуют работу желудочно-кишечного тракта, повышают иммунитет, помогают при профилактике сахарного диабета, оказывают антиоксидантное действие. Также хитозан способен очищать организм от токсинов, тяжелых металлов, канцерогенов, способствующих развитию рака.

Хитозан обладает ранозаживляющим и антимикробным действием, его производные возможно использовать в тканевой инженерии и хирургической стоматологии. Составляющие хитозана близки по свойствам и строению к клеткам тканей человека, за счет чего ускоряют их восстановление [2].

Одним из эффективных путей повышения биологической активности полимеров полисахаридной природы является химическая модификация, приводящая к новым производным [3-4].

Комплексы полимеров получены на основе методик, описанной в литературе [5] в виде порошков и пленок.



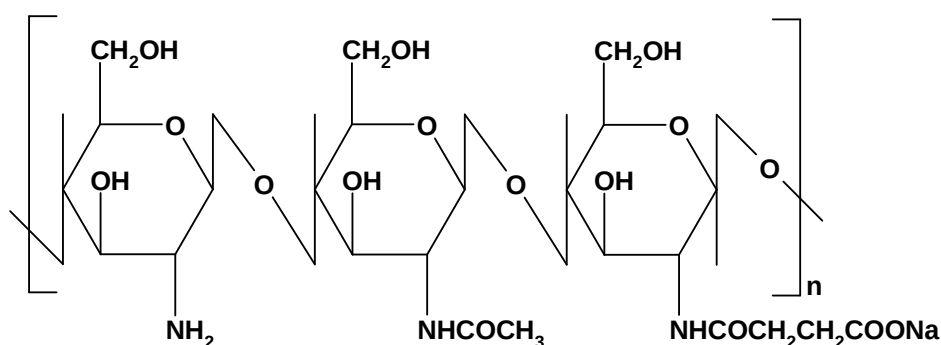
Пектин – это очищенный полисахарид, который получают путем экстрагирования преимущественно яблочного и цитрусового жома. Для изучения способности к комплексообразованию был выбран цитрусовый пектин (ЦП), т.к. он связывает ионы металлов лучше по сравнению с яблочным пектином (ЯП). ЦП отличается большей степенью этерификации и большей молекулярной массой по сравнению с ЯП, что и определило большую прочность образованного им геля [1].

В данной работе изучено комплексообразование цитрусового пектина с ионами Cu(II) и Co(II). Полученные соединения 1-2 охарактеризованы методом ИК-спектроскопии МНПВО (таблица 1).

Таблица 1

Соединение	Характеристика валентных колебаний, см ⁻¹		
	ν_s (C=O)	ν_{as} (COO)	ν_s (COO)
Цитрусовый пектин (ЦП)	1747	1637	1437
Cu[(ЦП) ₂] _n (1)	1647	1636	1418
Co[(ЦП) ₂] _n (2)	1647	1636	1419

Показано, что координация Cu(II) и Co(II), по-видимому, осуществляется за счет звеньев цитрусового пектина, содержащих карбонильные группы и способных к перегруппировке.



Хитозан – азотосодержащий полисахарид, получаемый из хитина. Хитин – природное вещество, которое входит в состав панцирей ракообразных и креветок.

Хитозан и его производные обладают высокой сорбционной способностью, а активными центрами в сорбционных процессах являются иминогруппы, которые способны к комплексообразованию с ионами металлов. Так как хитозан плохо растворим в воде, для исследования был взят сукцинат хитозана (СХТЗ).

В данной статье представлены ИК-спектры порошков и пленок СХТЗ и его комплексов с Cu(II), Co(II) и Ni(II).

Таблица 2

Соединение	Характеристика валентных колебаний, см ⁻¹		
	$\nu_{as}(\text{COO}^-) + \delta(\text{NH})$	$\nu_{as}(\text{COO}^-) + \nu(\text{CH}, \text{CH}_2)$	$\nu(\text{C-O-C})$
СХТЗ	1568s	1433-1417m, 1396m	1013, 1026
Cu[(СХТЗ) ₂] _n (1)	1647s	1400m, 1373m	1072
Co[(СХТЗ) ₂ (H ₂ O) ₂] (2)	1635s	1458m, 1381s	1155, 1130, 1088
Ni[(СХТЗ) ₂] _n (3)	1616s	1458m, 1379s	1152, 1130, 1092

Установлено, что координация Cu(II), Co(II) и Ni(II) преимущественно осуществляется за счет карбокси- [6] и иминогрупп СХТЗ. В случае соединений Co(II) и Ni(II), по-видимому, происходит образование комплексов 1-3 [3-4] с координационным числом 6.

Литература

1. Пектины из нетрадиционных источников: технология, структура, свойства и биологическая активность/С.Т. Минзанова, В.Ф. Миронов, А.И. Коновалов, А.Б. Выштакалюк, О.В. Цепяева, А.З. Миндубаев, Л.Г. Миронова, В.В. Зобов. Казань: Печать-Сервис XXI век, 2011. – 224 с.
2. Петрович Ю.А., Григорьянц Л.А., Гурин А.Н., Гурин Н.А. // Научно-практический журнал. 2008. Т. 87. № 4. С. 3-10.
3. Борисова Н.С., Королева И.П., Зимин Ю.С., Гимадиева А.Р.,

Мустафин А.Г. // Известия вузов. Сер. Химия и химическая технология. 2013. № 56. С. 46-50.

4. Чернышенко Ю.Н., Мустафин А.Г., Гимадиева А.Р., Абдрахманов И.Б., Герчиков А.Я., Сафарова И.В. // Химико-фармацевтический журнал. 2010. Т. 44. № 3. С. 14-16.

5. Berestova T.V.; Kuzina L.G.; Amineva N.A.; Faizrakhmanov I.S.; Massalimov I.A.; Mustafin A.G. // J. Mol. Struct., 2017, 1137, 260-266.

6. Mekahlia, S., B. Bouzid // Physics Procedia 2, 2009, 1045-1053.

РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ ИММУНОМОДУЛЯТОРА МЕТИЛУРАЦИЛ

Т.С. Осина, Б.И. Древко, Я.Б. Древко, Е.А. Фауст, П.О. Полуэктов

*Саратовский государственный аграрный университет
имени Н.И. Вавилова, г. Саратов*

Значительное количество заболеваний животных сопровождается нарушением иммунных функций, и их терапия не всегда побуждает к поиску новых методов иммунопрофилактики и иммунотерапии. В этом направлении важно не только создание новых фармакологических иммуностимулирующих средств, но и оптимизация лечебно-профилактических схем их использования в частности путей введения в организм, обеспечивающих максимальную биодоступность препаратов

Для повышения сохранности молодняка сельскохозяйственных животных в настоящее время используются препараты, относящиеся к группе иммуномодуляторов, которые в определенной степени стимулируют рост и развитие животных. Иммуномодуляторы вводят внутримышечно или перорально. Существенными недостатками большинства этих препаратов являются их дороговизна и трудоемкость массовой обработки животных в случае выпаивания перорально.

Одним из иммуномодулирующих препаратов на рынке является метилурацил. Метилурацил по своему строению относят к производным пиримидина. Препараты на основе метилурацила ускоряют процессы клеточной регенерации, стимулируют клеточный и гуморальный иммунитет, ускоряют заживление ран. Метилурацил оказывает стимулирующее воздействие на клеточный и тканевый иммунитет, запускает работу множества различных структур, продуцирующих активные компоненты. В ветеринарной практике применение метилурацила в виде таблеток не получило широкого применения, что обусловлено низкой биологической доступностью из-за низкой растворимости метилурацила, а также сложностью (трудоемкостью)

введения перорально животным и невозможностью введения препарата при рвоте. Таким образом, несмотря на столь широкий спектр активности и низкую стоимость субстанции метилурацила, его основным недостатком является слабая растворимость в воде и органических растворителях, что и обуславливает отсутствие инъекционных препаратов на его основе.

Измерения массовой концентрации метилурацила выполняли методом спектрофотометрии с использованием аналитического оборудования (спектрофотометр SHIMADZU UV 1280). Метод определения основан на способности растворов метилурацила в 0,1 н водном растворе ледяной уксусной кислоты поглощать УФ-излучение. Измерение проводили при длине волны 260 нм. Отбор проб проводили с разбавлением в 0,1 н водном растворе уксусной кислоты. Определению не мешали присутствующий в растворе: бензиловый спирт, 2-пирролидон, и иные поверхностно активные вещества. Все измерения и процессы приготовления растворов, подготовки проб к анализу проводили в нормальных условиях при температуре воздуха (20±5) °С, атмосферном давлении 84-106 кПа и относительной влажности воздуха не более 80%.

Интервал определения концентрации метилурацила от 20 до 50 мкг/мл. Выбранный интервал концентраций обуславливается максимальной близостью к линейной зависимости концентрации метилурацила от оптической плотности. В наших исследованиях установлено, что в интервале от 500 мкг до 20 зависимость не линейна, а изучение большей или меньшей концентрации затруднительно в силу несоответствия оптической плотности характеристикам прибора из-за слишком большой или малой оптической плотности.

Таблица 1

Зависимость оптической плотности от концентрации метилурацила

№	Концентрация метилурацила, мкг/мл	Оптическая плотность
1	20	1,182
2	40	2,441
3	50	2,892
4	100	3,585
5	500	3,669

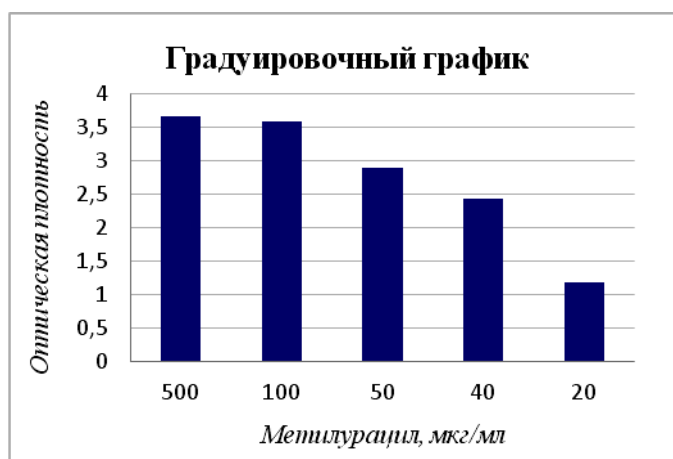


Рис. 1. Градуировочный график зависимости оптической плотности от концентрации метилурацила

Градуировочные и исследуемые растворы применяют свежеприготовленными. Подготовленные градуировочные растворы перемешивают и через 10 минут измеряют оптические плотности растворов в кювете с толщиной поглощающего слоя 10 мм при длине волны 260 нм по отношению к раствору сравнения, не содержащему определяемого вещества.

Массовую концентрацию метилурацила в препарате вычисляют по формуле:

$$C_{\text{(метилурацила в препарате)}} = C_{\text{(метилурацила в исследуемом растворе)}} / 2, \text{ мг/мл}$$

Таблица 2

Зависимость оптической плотности от концентрации метилурацила

№	Концентрация метилурацила, мкг/мл	Оптическая плотность
1	20	1,182
2	40	2,441
3	50	2,892



Рис. 2. Градуировочный график зависимости оптической плотности от концентрации метилурацила

Таким образом, нами разработана высокоэффективная и мало затратная методика анализа метилурацила в интервале концентраций от 20 до 50 мкг/мл, которой не мешают органические растворители, такие как 2-пирролидон и поверхностно активные вещества.

Литература

1. Бокарев, А.В. Критический анализ эффективности применения стимуляторов иммунитета при нервной форме чумы собак / А.В. Бокарев, А.В. Переверзева // Вет. Практика. – 2000. – № 3. – С. 7-12.
2. Воробьев, А.А. /Принципы классификации и стратегия применения иммуномодуляторов в медицине/ А.А. Воробьев // ЖМЭИ. – 2002. – № 4. – С. 93-98.
3. Калинина, О.Р. Способ определения антибиотика тилозина методом ВЭЖХ с УФ детектором / О.Р. Калинина, Я.Б. Древко, Т.С. Осина, М.С. Богданова // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов VI Всерос. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов, 24 октября-12 декабря 2016 г. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2017. – С. 103-107.
4. Колышкина, А.С. Метод определения триметоприма с помощью высокоэффективной жидкостной хроматографии с УФ детектором / А.С. Колышкина, Т.С. Осина, Я.Б. Древко // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов VI Всерос. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов, 24 октября-12 декабря 2016 г. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2017. – С. 109-113.

МОДИФИЦИРОВАНИЕ СЕЛЕНИТА НАТРИЯ В ПРИСУТСТВИИ КУЛЬТУРЫ *SACCHAROMYCES CEREVISIAE*

Т.С. Осина, Б.И. Древко, Я.Б. Древко, П.В. Смутнев, А.М. Косолапова

*Саратовский государственный аграрный университет
имени Н.И. Вавилова, г. Саратов*

В настоящее время в медицине и ветеринарии для восполнения дефицита селена в основном используются его неорганические соединения: селениты и селенаты натрия. Используются и препараты, полученные биотехнологическим методом, в которых данный микроэлемент представлен чаще всего в виде селенметионина и селенцистеина. Применяемые в России менее токсичные синтетические селеноорганические соединения представлены препаратами Селен-Актив («Селенопиран», «Селенокс», «Селексен») и ДАФС-25 («Селенобел», «Селенолин», «ДАФС-25к»); активная часть которых относится

соответственно к гетероциклическому селеносодержащему соединению и селеносодержащему дикетону.

Поэтому синтез новых селеноорганических соединений (в том числе гетероциклических), изучение их биологической активности, их биотрансформации для получения натуральных селеносодержащих продуктов и исследование влияния микроорганизмов на данные соединения с целью более широкого их применения является актуальной задачей.

Для получения более детальной картины преобразования селеноорганических соединений в нано- и микрочастицы нами были проведены эксперименты с селенитом натрия в средах RPMI и молока. Методом ГХ/МС было продемонстрировано ожидаемое отсутствие ацетофенона. На хроматограмме (рис. 1) показано полное отсутствие в анализируемой смеси ацетофенона.

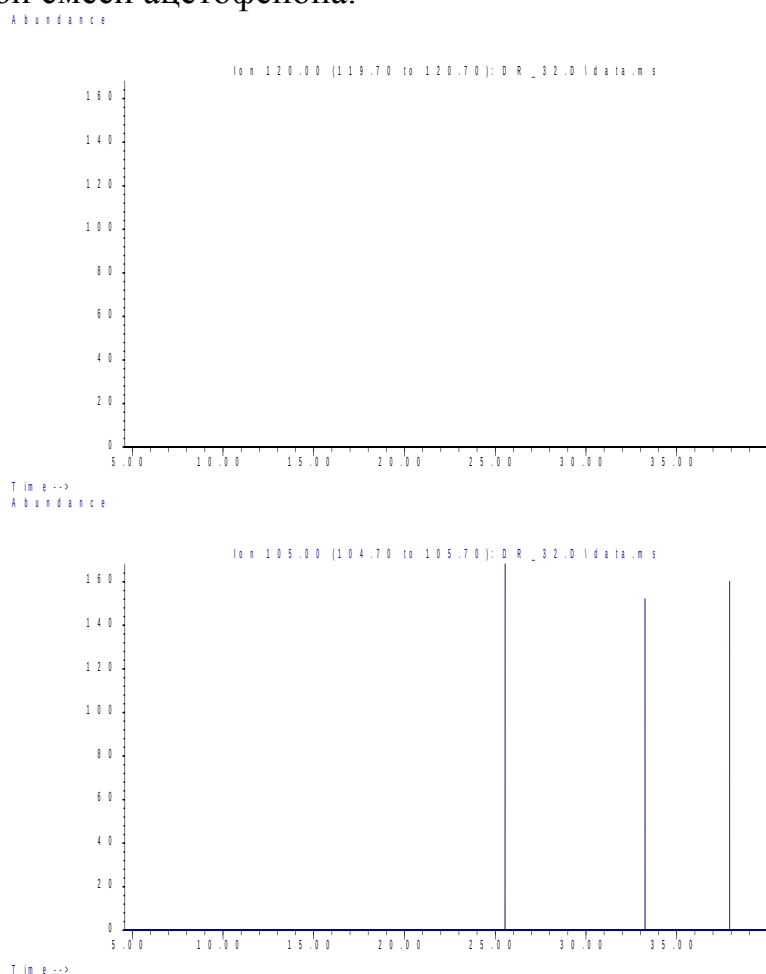


Рис. 1. Хроматограмма бензольных вытяжек
из среды RPMI-1640 с селенистой кислотой

При исследовании бензольных вытяжек на просвечивающем электронном микроскопе Zeiss Libra 120 установлено образование частиц, более всего похожих на вытянутые кристаллы селена размером около 500

нм (среда RPMI-1640, рис. 2 и молоко, рис. 3). Следует отметить, что селенит натрия использовался в работе для получения наночастиц селена.

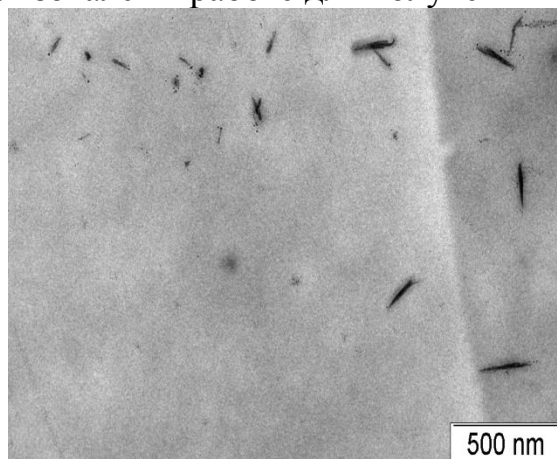


Рис. 2. Образование микрочастиц частиц селена из селенита натрия в питательной среде RPMI-1640

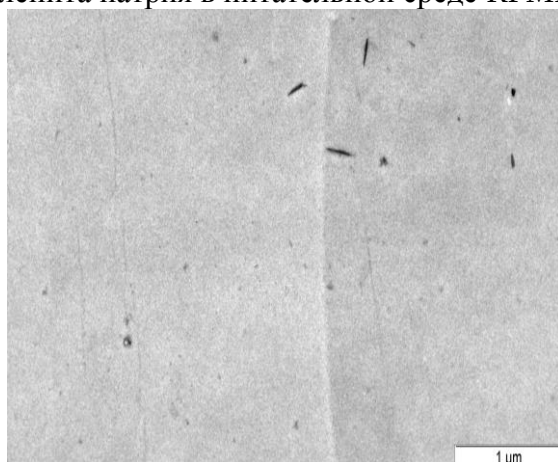


Рис. 3. Образование микрочастиц частиц селена из селенита натрия в питательной среде молока

Таким образом, показано, что неорганические соединения селена могут восстанавливаться, однако их восстановление протекает по несколько другому механизму.

Литература

1. Galbraith, M.L. Rumen Microorganisms Decrease Bioavailability of Inorganic Selenium Supplements / M.L. Galbraith, W.R. Vorachek, C.T. Estill, P.D. Whanger, G. Bobe, T.Z. Davis, J.A. Hall // Biological Trace Element Research. – 2016. – Vol. 171. – Is. 2. – P. 338-343.
2. Древко, Я.Б. Восстановление диацетофенонилселенида (препарат ДАФС-25) до ацетофенона с образованием микро- и наночастиц селена в присутствии *Saccharomyces cerevisiae* / Т.С. Ситникова, А.М. Буров, Б.И. Древко, С.Ю. Щеголев // Биотехнология. Теоретический и научно-практический журнал. – М.: Издатель: ФГУП ГосНИИгенетика. – 2015. вып. 6. – С. 65-71.

3. Древко, Я.Б. Реакция восстановления диацетофенонилселенида в присутствии микроорганизмов / Я.Б. Древко, Т.С. Осина, Б.И. Древко // Биотехнология: реальность и перспективы: материалы Международной научно-практической конференции. – Саратов: Наука, 2014. – С. 184-185.

4. Осина, Т.С. Биотехнологическое формирование наночастиц селена / Т.С. Осина, Я.Б. Древко, А.М. Буров, Б.И. Древко // Современные биоинженерные и ядерно-физические технологии в медицине: сб. – М., 2014. – С. 227-230.

5. Ситникова, Т.С. Образование нано- и микрочастиц селена из препарата ДАФС-25 в присутствии культуры *Saccharomyces cerevisiae* в питательной среде RPMI-1640 / Т.С. Ситникова, Я.Б. Древко, А.М. Буров, Б.И. Древко // Биотехнология: реальность и перспективы в сельском хозяйстве: материалы Международной научно-практической конференции 100-летию СГАУ им. Н.И. Вавилова. – Саратов: Кубик, 2013. – С. 207-208.

НОВЫЙ ПОДХОД К СОЗДАНИЮ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ЗДОРОВЬЕМ МАТЕРИ И РЕБЕНКА

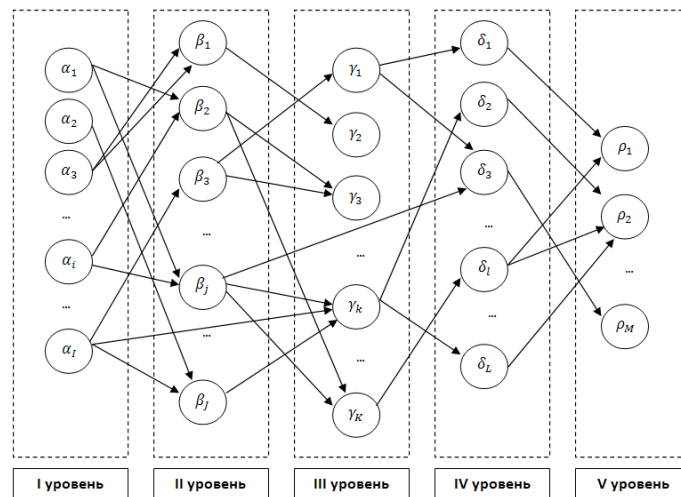
О.А Остапенко, С.В. Фролов

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

Субъективная медицинская информация характеризуется нечеткостью лингвистического описания, приводящей зачастую к разночтениям в понимании состояния здоровья и проблемам в лечебно-диагностическом процессе, во избежание которых в отношении наблюдения всех пациенток применяются усредненные, обобщенные подходы [1-3].

Пусть имеется множество $A = \{\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_i, \dots, \alpha_I\}$ клинических проявлений I уровня (сигналы и изменения самочувствия и состояния беременной женщины, которые она в состоянии констатировать и оценивать самостоятельно), множество $B = \{\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_j, \dots, \beta_J\}$ клинических проявлений II уровня (уточнение и классификация проявлений первого уровня в беседе врача с пациентом и при помощи манипуляций врача), множество $\Gamma = \{\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_k, \dots, \gamma_K\}$ клинических проявлений III уровня (лабораторные, аппаратные диагностические исследования), множество $\Delta = \{\delta_1, \delta_2, \dots, \delta_l, \dots, \delta_L\}$ нозологических единиц и донозологических состояний (диагнозов) и множество $P = \{\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_m, \dots, \rho_M\}$ рекомендаций для дальнейшего ведения беременности.

Структура взаимосвязи между уровнями элементов модели показана на рисунке.



Структура взаимосвязи элементов модели

Множества Δ и P для каждого диагноза δ_l и рекомендаций ρ_m определяются из выражения (1):

$$\delta_l = f_{\Delta}(A, B, \Gamma, U), \rho_m = f_P(A, B, \Gamma, \Delta, U) \quad (1)$$

где f_{Δ} и f_P – функции, определяющие зависимость элементов множеств Δ и P от входных элементов, $U = \{U_A, U_B, U_{\Gamma}, U_{\Delta}\}$ – вектор управления, определяющий принадлежность элементов множеств I, J и K к некоторому множеству Θ , представляющему собой определенный набор i -х, j -х и k -х клинических проявлений, имеющих диагностическое значение для конкретного случая, и определенный набор диагнозов δ_l , имеющих значение при назначении определенной рекомендации, $|\Theta| \leq |I|$.

Для определения вида функций f_{Δ} и f_P введены лингвистические переменные $\lambda_{\alpha_i}, \lambda_{\beta_j}, \lambda_{\gamma_k}$, которыми характеризуются множества A, B, Γ :

$$\Lambda_A = \{\lambda_{\alpha_1}, \lambda_{\alpha_2}, \dots, \lambda_{\alpha_i}, \dots, \lambda_{\alpha_l}\}, \quad \Lambda_B = \{\lambda_{\beta_1}, \lambda_{\beta_2}, \dots, \lambda_{\beta_j}, \dots, \lambda_{\beta_l}\},$$

$$\Lambda_{\Gamma} = \{\lambda_{\gamma_1}, \lambda_{\gamma_2}, \dots, \lambda_{\gamma_k}, \dots, \lambda_{\gamma_l}\}$$

Каждая переменная $\lambda_{\alpha_i}, \lambda_{\beta_j}, \lambda_{\gamma_k}$ представляет собой кортеж $\lambda = \langle X, T, Z \rangle$, где T – терм-множество, представляющее собой нечеткие или четкие переменные, характеризующие понятия оценок клинических проявлений: «периодически», «часто», «постоянно»: $T^{\lambda} = \{T_r^{\lambda} | r = \overline{1, R}\}$. $T_1^{\lambda} = \langle \text{«периодически»}, T_2^{\lambda} = \langle \text{«часто»}, T_3^{\lambda} = \langle \text{«постоянно»}; X = \{x_1, x_2, \dots, x_s, \dots, x_S\}$ – множество значений лингвистической переменной λ ; Z есть область определения переменных, $Z \in [z_{min}; z_{max}]$, которая соответствует возможному количеству возникновений (раз в сутки) клинического проявления. Нечеткие переменные будем обозначать $\tilde{T}$, четкие – T .

Введем функцию принадлежности $\mu(X)$ для каждой $\widetilde{T}_r^\lambda$ и T_r^λ , характеризующую степень принадлежности клинического проявления к интервалу $[0; 1]$.

Для клинических проявлений α_i функция принадлежности имеет следующий вид (3):

$$\mu_{\widetilde{T}_r^{\lambda\alpha_i}}(X) = \begin{cases} f_1(x), \text{ если } x \in [z_{\min}; z_1]; \\ f_2(x), \text{ если } x \in [z_1; z_2]; \\ \dots \\ f_n(x), \text{ если } x \in [z_n; z_{\max}] \end{cases}, \quad (3)$$

где $f_1(x), f_2(x), f_n(x)$ – заданный вид функции принадлежности; z_1, z_2, z_n – промежуточные значения интервала Z .

Значения q_{α_i} лингвистической переменной λ_{α_i} определяются исходя из выражения (4):

$$q_{\alpha_i} = f\left(\max \mu_{\widetilde{T}_r^{\lambda\alpha_i}}(X)\right), \quad (4)$$

где f вычисляется по методу [4].

Аналогично для клинических проявлений β_j и γ_k .

Множество диагнозов Δ характеризуется набором $\Lambda_\Delta = \{\lambda_{\delta_1}, \lambda_{\delta_2}, \dots, \lambda_{\delta_l}, \dots, \lambda_{\delta_L}\}$, $\lambda_{\delta_l} \in [0; 1]$. Для диагноза δ_l и рекомендации ρ_m функции f_Δ и f_ρ определяются соответственно решающими правилами:

$$\lambda_{\delta_l} = \min(\Pi^l(\Lambda_A^l, \Lambda_B^l, \Lambda_\Gamma^l)), \quad \lambda_{\rho_m} = \min(\Pi^m(\Lambda_A^m, \Lambda_B^m, \Lambda_\Gamma^m, \Lambda_\Delta^m)) \quad (5)$$

где Π – это набор решающих правил предметной области для соответствующих множеств, $\Lambda_A^l = \{q_{\alpha_\theta} | \theta = \overline{1, \Theta}\}$, $\Lambda_B^l = \{q_{\beta_\theta} | \theta = \overline{1, \Theta}\}$, $\Lambda_\Gamma^l = \{q_{\gamma_\theta} | \theta = \overline{1, \Theta}\}$, $\Lambda_\Delta^l = \{q_{\delta_\theta} | \theta = \overline{1, \Theta}\}$ – множества значений лингвистических переменных λ_{α_θ} , λ_{β_θ} , λ_{γ_θ} , λ_{δ_θ} , формирующиеся соответственно выражениями: $\Lambda_A^l = u_{\alpha_i} \Lambda_A$, $\Lambda_B^l = u_{\beta_i} \Lambda_B$, $\Lambda_\Gamma^l = u_{\gamma_i} \Lambda_\Gamma$, $\Lambda_\Delta^l = u_{\delta_i} \Lambda_\Delta$.

Выражения (1)-(5) составляют математическую модель управления здоровьем матери и ребёнка, характеризующую общий подход к созданию биотехнической системы управления здоровьем матери и ребенка.

В дальнейших публикациях будет рассмотрена структура биотехнической системы и алгоритм её работы, производственные алгоритмы вывода, программное обеспечение и апробация в условиях лечебно-профилактических учреждений.

Литература

1. Фролов, С.В. Экспертная система оценки физического развития ребенка на основе аппарата реляционной алгебры / С.В. Фролов, М.А. Лядов, О.А. Остапенко // Биотехносфера. – 2013. – № 6 (30). – С. 28-39.
2. Голубятников, О.О. Формальные модели предметной области АИС экспресс-оценки состояния здоровья / О.О. Голубятников, В.В. Дубровин // Виртуальное моделирование, прототипирование и промышленный дизайн: материалы Международной научно-практической конференции. – Тамбов: Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2015. – С. 352-355.
3. Фролов, С.В. Автоматизированная информационная система мониторинга здоровья школьников: разработка, опыт внедрения, результаты / С.В. Фролов, М.А. Лядов, О.А. Остапенко, А.Ю. Потлов, И.А. Комарова // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2013. – Т. 19. – № 1. – С. 61-72.
4. Голубятников, О.О. Подбор методик экспресс-оценки состояния здоровья человека на основе адаптивной системы / О.О. Голубятников, В.В. Дубровин // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2016. – № 15-1. – С. 100-109.

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ 3D- БИОПОЛИМЕРНЫХ МОДЕЛЕЙ В НЕЙРО-РЕКОНСТРУКЦИИ И ЭНДОВАСКУЛЯРНОЙ МЕДИЦИНЕ

С.Н. Павлинич

*Медицинский центр Falck, г. Владивосток
1477 Военно-морской клинический госпиталь, г. Владивосток*

Современные технологии активно используются в разных сферах жизни человека, зачастую диктуя свои правила. Спрос на подобного рода технологии, велик и весьма востребован в социуме. В последнее время в мире активно внедряются технологии 3D – моделирования в медицинскую практику. О применении подобного рода трехмерных моделей в реконструктивных операциях говорят уже давно, и на эту тему проведено немало экспериментальных исследований. По данным информационного портала China Plus, на базе больницы города Чунцин, под руководством профессора Янь Лю, в Китае 84-летнему пациенту впервые в мире провели уникальную операцию с применением имплантата, изготовленного с использованием трехмерной технологии [1]. Дефект на колене заполнили редким металлом танталом. Он часто используется в стоматологических и хирургических имплантатах, однако на практике чаще применяют его сплав с титаном, так как сам металл имеет высокую температуру плавления. Для

преодоления этого ограничения был разработан пористый тантал в форме специальных «подушечек». Они были созданы и напечатаны индивидуально для пациента при помощи автоматизированного проектирования и высокоточной 3D-печати. По заверениям специалистов, такая операция проводится значительно легче, а пациент уже в первый же день после операции по реконструкции с внедрением имплантата смог свободно двигать ногой [1].

В настоящее время использование имплантатов на основе безопасных биополимеров в сосудистой хирургии и эндопротезировании, широко распространено в таких зарубежных странах, как США, и Китае. Так, биодеградируемые полимерные покрытия элюируемых стентов для коронаропластики, позволяет обеспечить таргетную доставку препарата в кровяное русло, и предотвратить явления раннего рестенозирования в постоперационный период у пациента. Данные стенты с полимерными покрытиями достаточно изучены, безопасны и, активно применяются в сосудистой хирургии и эндопротезировании [2].

Учёные из университета Стенфорда, в лаборатории Хэйлшорн, под руководством доктора биоинженерии Криса Мадла, создали 3D-гель на основе полимерного матрикса для выращивания стволовых клеток. Для выращивания стволовых клеток используют технологию 2D-поверхностей [3]. предложенной учеными полимерной 3D-технологии, используют - гель, который позволяет стволовым клеткам расти в трёхмерном пространстве. Полимерный 3D-гель позволяет стволовым клеткам взаимодействовать с окружающей их средой, при этом оставаясь в контакте друг с другом. Контакт между клетками крайне важен, так как без него они быстро теряют свои регенеративные свойства, и становятся непригодными для использования в лечении. В данный момент новая технология была опробована исключительно на нейронных стволовых клетках, которые пригодны для лечения повреждённого спинного мозга или, например, болезни Паркинсона [3].

В подтверждение эффективности подобных технологии – полимерных трехмерных моделей со стволовыми клетками, опубликованы материалы, в издании «EurekAlert», о том, что группе ученых из Израильского технологического института под руководством доктора Шуламита Левенберга, впервые удалось при помощи терапии стволовыми клетками с матричным каркасом, вернуть парализованным крысам возможность ходить и способность чувствовать свои конечности [4]. В ходе эксперимента у группы лабораторных крыс был пересечен спинной мозг, из-за чего конечности грызунов оказались парализованы. Затем этим же животным были имплантированы человеческие стволовые клетки, забор которых был произведен из слизистой оболочки рта. Эти клетки были особым образом модифицированы для того, чтобы они были способны вырабатывать факторы роста нервной ткани. Кроме того, для того чтобы стволовые клетки

были закреплены в нужных местах, эксперты создали трехмерный каркас для спинного мозга грызунов. Клетки вводились крысам через одинаковые промежутки времени на протяжении нескольких недель. Для контроля была отобрана группа животных с таким же повреждением спинного мозга, которые получали традиционную для восстановления нервной ткани терапию. В результате трехнедельного эксперимента 42% крыс с параличом нижних конечностей смогли поддерживать вес собственного тела и вновь ходить, а 75% животных, отреагировавших на лечение, начали чувствовать лапки и хвост. В контрольной же группе процент восстановления был незначительным [4].

В завершение хотелось бы сделать акцент на том, что в нейротрансплантологии актуально стоит вопрос о донорах с подходящим набором клеток по гистосовместимости, и зачастую единственным шансом на выживание с реабилитацией и восстановлением функций при подобного рода травмах спинного мозга, становится пересадка костного мозга от донора. В рамках операции, как правило, берется здоровый костный мозг, богатый стволовыми клетками крови, и перезагружает кровеносную систему реципиента [4]. К сожалению, как и с пересадкой органов, поиск подходящего донора сильно усложняет весь процесс, а использование технологии 3D-полимерных моделей со стволовыми клетками значительно упрощает процесс нейрореабилитации.

Литература

1. <https://hi-news.ru/medicina/provedena-pervaya-operaciya-s-primeneniem-3d-pechati.html>
2. Sergey Pavlinich, Xiwei Liu, LiDa Hou, Hong Zhao, Zhen Li, Li Li In vitro drug release and hemocompatibility of biodegradable Plga/Peg coated Paclitaxel-Eluting stents // J. Advanced materials research, vol 651, pp. 49-53, 2013; doi: 10.4028/www.scientific.net/AMR.651.49
3. <https://hi-news.ru/research-development/uchyonye-sozdali-3d-gel-dlya-bolee-effektivnogo-vyrashhivaniya-stvolovykh-kletok.html>
4. <https://hi-news.ru/medicina/uchenye-vernuli-paralizovannym-krysam-vozmozhnost-xodit.html>
5. <https://hi-news.ru/medicina/uchenye-podobralis-k-sekretu-sozdaniya-neischerpaemykh-donorskix-kletok-krovi-v-laboratorii.html>

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ МЕЖДУ ПАРАМЕТРАМИ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ И АРТЕРИАЛЬНЫМ ДАВЛЕНИЕМ

Е.О. Панченкова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Р.В. Исаков

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

Исследование различных параметров и формы пульсовой волны (ПВ) играет важную роль в оценке общего состояния здоровья, так как отклонения от нормы являются предвестниками сердечно-сосудистых нарушений. В особенности это касается повышения артериального давления, которое должно отражаться на форме пульсовой волны. Поэтому анализ пульсовой волны в сравнении с артериальным давлением позволит выявить основные признаки повышения этого давления.

Целью данной работы является исследование взаимосвязи между параметрами пульсовой волны и артериальным давлением.

Распространяющуюся по аорте и артериям волну повышенного давления, вызванную выбросом крови из левого желудочка в период систолы, называют пульсовой волной. Пульсовая волна состоит из двух компонентов. На рис. 1 представлено схематическое изображение пульсовой волны.

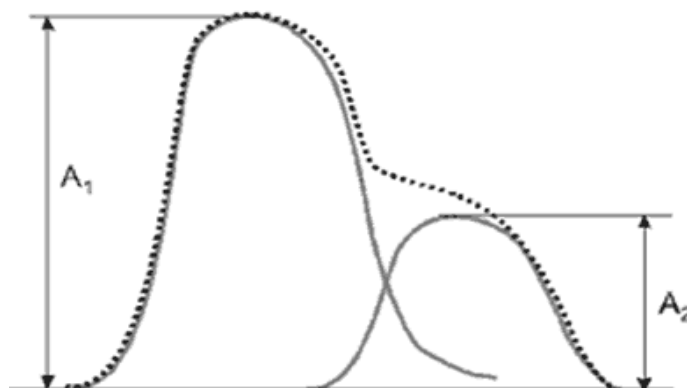


Рис. 1. Схематическое изображение пульсовой волны

Первый пик пульсовой волны, соответствующий анакротическому периоду пульсовой волны (A_1), второй пик пульсовой волны соответствует диакротическому периоду (A_2).

Изучаемые параметры фотоплетизмограммы (ФПГ) группируются по двум признакам:

По вертикальной оси изучаются амплитудные характеристики пульсовой волны, а по горизонтальной оси — временные характеристики [1].

В качестве экспериментальной базы данных были использованы записи ФПГ, произведенные на устройстве CardioQVARK [2]. Данное

устройство представляет собой приставку-чехол к смартфону, который регистрирует электрокардиосигнал в первом стандартном отведении и ФПГ сигнал с левого указательного пальца. Данные передаются по сети Интернет на вычислительное облако, где сохраняются в базе данных. Каждая запись аннотирована результатами измерения АД, зарегистрированными при помощи автоматического тонометра с компрессионной манжетой на левой руке.

Для того чтобы исследовать изменение формы ПВ при изменениях артериального давления, записи ПВ были поделены на две группы: с малым АД (систолическое АД <115 мм.рт.ст.) и с большим АД (систолическое АД >130 мм.рт.ст.). В обеих группах были зафиксированы амплитуды и длительности различных частей пульсовой волны и выполнено их сравнение.

На рисунках 2,3,4 представлены пульсовые волны в наложении. Одна из них зафиксирована при низком, а другая – при высоком артериальном давлении.

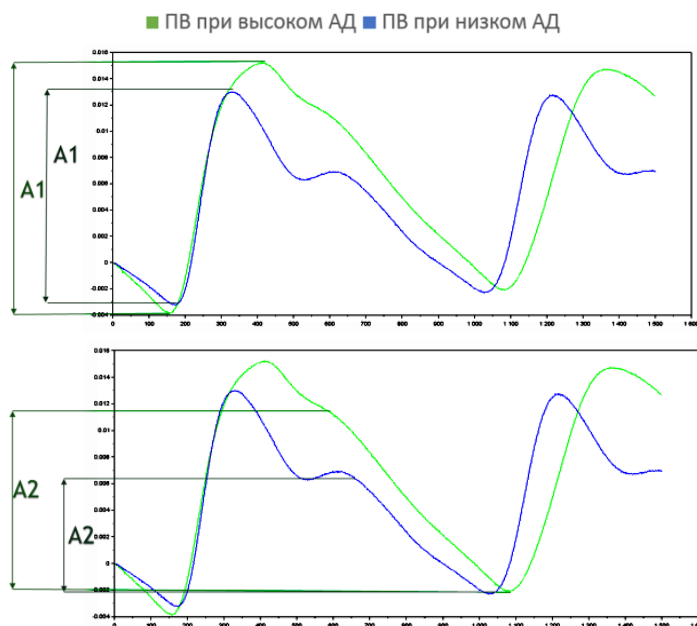


Рис. 2. Амплитудные значения пульсовой волны

Значение A_1 соответствует АПВ (амплитуде пульсовой волны), A_2 – АДВ (амплитуде дикротической волны). Можно отметить, что значения АПВ и АДВ у записи пульсовой волны при высоком артериальном давлении больше, чем у другой записи. Это вызвано большей величиной АД.

Значение t_1 соответствует времени восходящей части кривой, t_2 – времени спуска нисходящей части кривой. Можно отметить, что у записи ПВ при низком АД данные характеристики имеют меньшие значения, чем у другой записи.

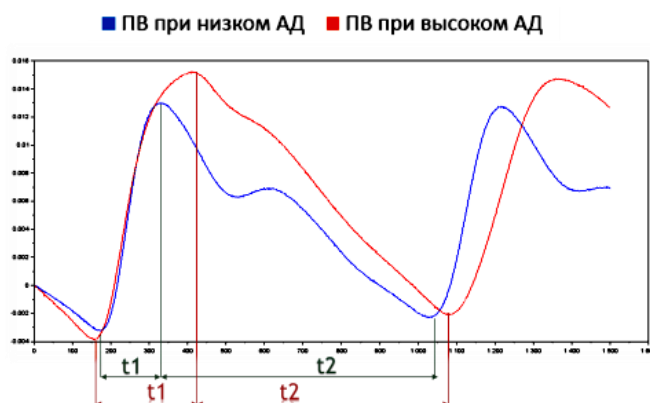


Рис. 3. Пульсовые волны в наложении

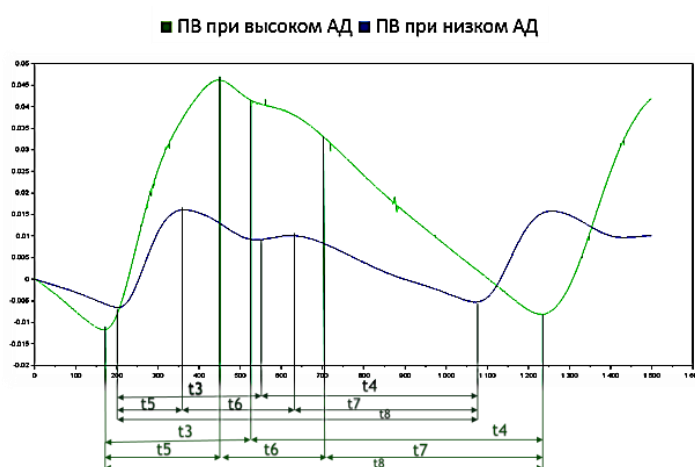


Рис. 4. Временные характеристики пульсовой волны

Значение t_3 соответствует ДАФ (длительности анакротической фазы), t_4 – ДДФ (длительности дикротической фазы), t_5 – ВН (времени наполнения), t_6 – ДС (длительности систолической фазы), t_7 – ДД (продолжительности диастолической фазы), t_8 – ДПВ (длительности ПВ).

При проведении сравнительного анализа данных характеристик было выявлено, что длительности t_3 и t_6 незначительно изменяются при повышении или понижении артериального давления. Длины отрезков характеристик t_4 , t_5 , t_7 пульсовой волны при высоком АД на несколько единиц больше, чем у пульсовой волны при низком АД. Ключевым параметром данных характеристик является ДПВ, значение которого увеличиваются с увеличением АД.

Заключение

Для проведения исследования был использован метод фотоплетизмографии, дающий возможность оценить изменения в сосудах при помощи регистрации пульсовой волны. Экспериментальная база данных собиралась на мобильных устройствах CardioQVARK [2], совместно с автоматическим манжетным тонометром.

В процессе описания результатов исследования было показано, что форма пульсовой волны напрямую зависит от артериального давления, а также выявлены конкретные параметры такой зависимости.

На основе полученных данных можно сделать следующие выводы:

1. При повышении АД увеличивается время восходящей части кривой и время спуска нисходящей части кривой ПВ;
2. Чем выше АД, тем больше значения амплитуды ПВ, дикротической волны;
3. Длительность пульсовой волны увеличивается с повышением АД.

Полученные зависимости дают возможность выявить повышение АД, опираясь только на данные ФПГ. Результаты работы показывают перспективность использования метода фотоплетизмографии в экспресс оценке АД без использования компрессионной манжеты. Это позволит внедрить функцию оценки АД в системы, регистрирующие пульсовую волну, в том числе фотоплетизмографическим методом.

Литература

1. Усанов Д.А., Скрипаль А.В. и др. Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. – 96 с.
2. Медицинский проект CardioQVARK www.qvark-med.ru (дата обращения: 30.10.2017)

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ЭМГ-ДАТЧИКА ДЛЯ МИОТОНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОМ

И.В. Петрунин, Г.М. Кадырова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Т.В. Мирина

*Уфимский государственный авиационный
технический университет, г. Уфа*

Задачей любой системы управления является возможность обеспечить управление каким-то объектом или другой системой с помощью подачи специального управляющего сигнала. В системах управления активными протезами такими сигналами являются биоэлектрическая активность мышц (ЭМГ-сигналы) либо электрическая активность головного мозга (ЭЭГ-сигналы). Данные сигналы являются крайне непостоянными по времени и очень низкими по амплитуде, поэтому без специальной схемы преобразования, эти сигналы невозможно применять в системах управления.

Схема преобразования представляет из себя датчик, который усиливает, фильтрует и преобразует сигнал, поступающий от электродов, чтобы было возможно его проанализировать и выработать пропорциональное ему управляющее воздействие. Такая схема должна обеспечивать высокое быстродействие, точность и не вносить дополнительные помехи.

На рисунке 1 представлен вариант реализации ЭМГ-датчика для миотонической системы управления протезом.

Данная структурная схема позволяет на снятие интерференционного ЭМГ сигнала от двух мышц бицепса и трицепса или от других мышц-антагонистов, в случае если амплитуда суммарной электрической активности неповреждённых мышечных волокон бицепса или трицепса недостаточна.

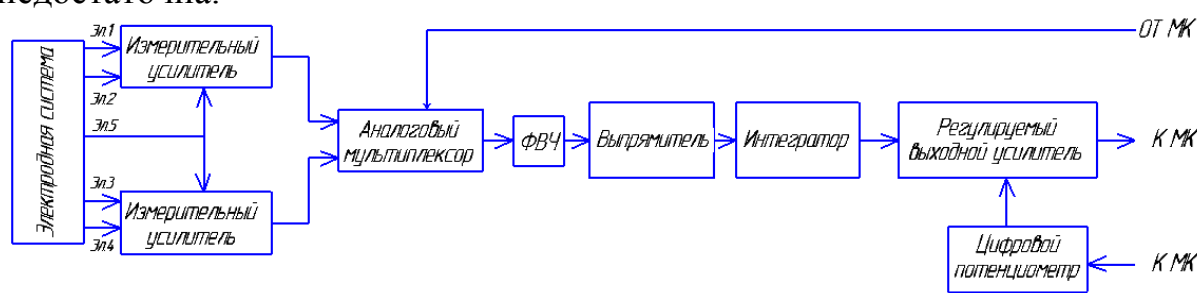


Рис. 1. Структурная схема ЭМГ-датчика

Электроды, предназначенные для снятия ЭМГ сигнала, должны обеспечивать возможность многократного и длительного по времени использования, а также иметь низкую степень поляризации. Поэтому материалом для их изготовления могут являться AgCl или различные благородные металлы, такие как платина, золото, серебро и т.д. Такие электроды являются очень дорогостоящими и рациональнее всего использовать медные электроды с нанесением покрытия из этих материалов, например, медные электроды с хлорсеребряным напылением. Для уменьшения перекрёстных помех от других мышц электроды не должны быть слишком большого размера, оптимальным размером электрода для снятия ЭМГ сигнала является 1 см.

Амплитуда ЭМГ сигнала инвалида значительно ниже чем у здорового человека (от 20 мкВ до 2 мВ при максимальном сокращении), в следствие чего сигнал сильно подвержен влиянию помех. Для того чтобы повысить помехоустойчивость схемы, электроды следует располагать как можно ближе к измерительному усилителю, т.е. они должны быть выполнены на одной плате и между ними не должно быть никакой проводной связи. Для получения стабильного контакта кожа-электрод, перед наложением электродов на поверхность кожи следует нанести токопроводящий гель или просто обезжирить её спиртом.

Для снижения уровня синфазных помех сигнал ЭМГ снимается в дифференциальной форме. Электроды располагаются попарно в середине мышцы, где амплитуда активности достигает своего максимума и в конце мышцы, где она минимальна.

Сигналы от двух пар электродов поступают на входы измерительных усилителей, которые усиливают эти дифференциальные сигналы и с помощью пятого референтного электрода, который располагается в точке небогатой мышечной активностью, например, немного выше сгиба локтя, сдвигают эти сигналы на величину потенциала, имеющегося на поверхности кожи и не связанного с мышечной активностью инвалида.

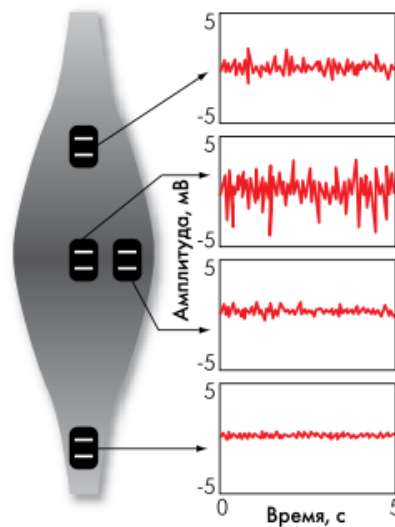


Рис. 2. Распространение волны ЭМГ-сигнала в мышце

Дальнейшая часть структурной схемы отвечает за преобразование формы сигнала. Она одинакова для обоих каналов измерения. И для того чтобы сократить кол-во необходимых микросхем, а следовательно размер платы датчика, оба канала объединяются в один с помощью быстродействующего аналогового мультиплексора, который подключает один из двух каналов измерения в зависимости от сигнала управления, поступающего от блока управления протезом. Каждый канал должен открываться на время, которого должно быть достаточно для преобразования сигнала и перевода его в цифровой вид с помощью АЦП.

С помощью ФВЧ и интегратора выделяется диапазон частот, в котором лежит основная часть ЭМГ сигнала-это полоса частот от 20 до 400 Гц.

Кроме того, дифференциальный сигнал, снимаемый каждым каналом, может оказаться и отрицательной полярности. Но в практическом применении нас интересует лишь среднее значение модуля интерференционного ЭМГ сигнала. Поэтому отрицательную составляющую этого сигнала необходимо убрать, для этого в схему введён выпрямитель.

Конечным этапом является усиление преобразованного сигнала датчика до амплитуды, которую сможет проанализировать блок управления протезом. Здесь можно столкнуться со следующими трудностями: размер культи инвалидов и кол-во не травмированных мышечных волокон может значительно отличаться, а следовательно амплитуда ЭМГ и необходимый коэффициент усиления выходного усилительного каскада для каждого инвалида будет перебабелен. Следовательно, необходимо предусмотреть возможность изменения этого коэффициента усиления. Для этого в отрицательную обратную связь выходного усилителя введен цифровой потенциометр, который позволяет программно изменять K_u выходного каскада. А с помощью специального блока сопряжения с ПК можно визуализировать сигнал от ЭМГ датчика на мониторе, организовав тем самым биологическую обратную связь, которая визуально представит информацию о динамике амплитуды ЭМГ сигнала в зависимости от изменения величины мышечного сокращения. В результате чего путем тренировки инвалида и подбора коэффициента усиления выходного каскада можно легко довести уровень выходного сигнала от датчика до необходимого.

Рассмотренная структурная схема ЭМГ–датчика имеет очень высокую чувствительность, которая определяется выбранным инструментальным усилителем и позволяет осуществить съём электрической активности двух мышц с очень высоким соотношением сигнал-шум. При использовании нескольких датчиков, построенных по данной структурной схеме, совместно со специальной интеллектуальной системой распознавания фантомных жестов, которая будет осуществлять анализ и классификацию ЭМГ сигналов от массива датчиков, можно организовать интеллектуальную систему управления бионическим протезом.

Литература

1. Славущий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. М.: Медицина, 1982.
2. Завьялов С. А., Мейгал А. Ю. Технологии биоправляемых протезов сегодня и завтра // Journal of Biomedical Technologies. 2015. № 2.
3. Сафин Д., Пильщиков И., Ураксеев М. Современные системы управления протезами // ЭЛЕКТРОНИКА: Наука, Технология, Бизнес 4/2009
4. Биоправление – 2 / под ред. М.Б.Штарк и Р. Колл. – Новосибирск, 1995.
5. Биологическая обратная связь (БОС) // Человек и наука. – 2003. – № 7.
6. Гусев В.Г., Гусев Ю.М. Электроника и микропроцессорная техника. – М.: Высш. шк., 2005.
7. Штарк М.Б., Скок А.Б. Применение электроэнцефалографического биоправления в клинической практике. М., 2004.

8. Белова А.Н. Нейрореабилитация. – М.: Антидор, 2000. – 568 с.
9. Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л., Шнейдер А.Е. Биоэлектрическое управление. – М.: Наука, 1972.
10. US patent no.466083 filed on 2002-01-10, issued on 21.06.2005. Sieve electrode which can be connected to a nerve stump.

МАКЕТИРОВАНИЕ УСТРОЙСТВА ВОССТАНОВЛЕНИЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ МЫШЦ БОЛЬНОГО ВО ВРЕМЯ РЕАБИЛИТАЦИИ

Д.С. Салин

Научный руководитель: к.т.н., доцент А.Н. Варнавский

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

В последнее время во многих медицинских реабилитационных центрах мира возникает вопрос, а можно ли увеличить скорость восстановления здоровья больных? Для решения данной проблемы проводится все больше исследований, задачами которых являются обоснование принципов и разработка методов реабилитации, восстанавливающих программ и устройств, критериев эффективности их использования. Следствие такого интереса – это большое практическое значение реабилитации. К числу причин большого интереса к проблеме реабилитации относятся: уменьшение числа инвалидов и большой процент людей, которые после перенесенных тех или иных заболеваний и травм, возвратились к своей профессиональной деятельности. В результате общество получает значительный социально-экономический эффект.

Целью работы является разработка структуры устройства для восстановления работы мышц руки и контроля их состояния. При помощи такого устройства, больной сможет развивать пострадавшие мышцы руки пытаясь сжать (разжать) механическую часть устройства.

Применение такого устройства позволит:

- снизить влияние человеческого фактора на результат реабилитации;
- увеличить скорость восстановления мышц;
- увеличить качество работ.

Для того чтобы осуществить контроль мышечной активности человека, а также разработать пострадавшие мышцы, необходимо на механическое устройство подать электромиосигналы – потенциалы на поверхности кожи человека. Поэтому для того, чтобы создать устройство, необходимо иметь четыре основных составляющих: дифференциальный операционный усилитель, частотный фильтр, устройство обработки электромиосигналов и механическое устройство в виде макета руки.

Дифференциальный операционный усилитель, включающий в себя электроды, осуществляющие съем и усиление электромиосигнала.

Устройство обработки сигнала можно выполнить как в виде отдельного объекта, так и в виде компьютерной программы. В последнем варианте нужно использовать плату сбора данных, которая осуществит передачу аналогового сигнала в программу компьютера, которая осуществляет отображение электромиосигнала и результаты анализа [1, 2].

Для получения электромиосигналов необходимо подключить электроды к мышцам рук человека, от которых, при их сокращении, будет поступать сигнал в усилитель.

Для уменьшения помех в усиливаемом сигнале можно использовать электроды с усилителями в едином модуле. Такая конструкция позволяет избежать наведения вредных шумовых гармоник в проводах. Также, чтобы уменьшить шумы, необходимо использовать экранированные провода и кабели.

В качестве усилителя используем дифференциальный усилитель. Дифференциальным усилителем называется устройство, которое имеет 2 входа и 1 выход, сигнал которого равен разности входных напряжений между двумя точками [3]. Когда уровень сигнала меняется одновременно на обоих входных сигналах, то такое изменение называют синфазным. Дифференциальный усилитель нужно использовать тогда, когда имеются синфазные помехи [4]. Как и в нашем случае, при измерении электрических потенциалов, снимаемых с определённых точек организма человека имеются синфазные помехи. В качестве дифференциального усилителя можно использовать специальные микросхемы, например, INA128 [5].

После усиления сигнала с мышц человека он передается на частотный фильтр, который пропускает колебания в необходимой полосе частот.

Полученные сигналы необходимо обработать программными методами для выделения полезного сигнала и погашения оставшихся вредных гармоник. С этой целью полученные сигналы необходимо передать в компьютер (контроллер) для обработки.

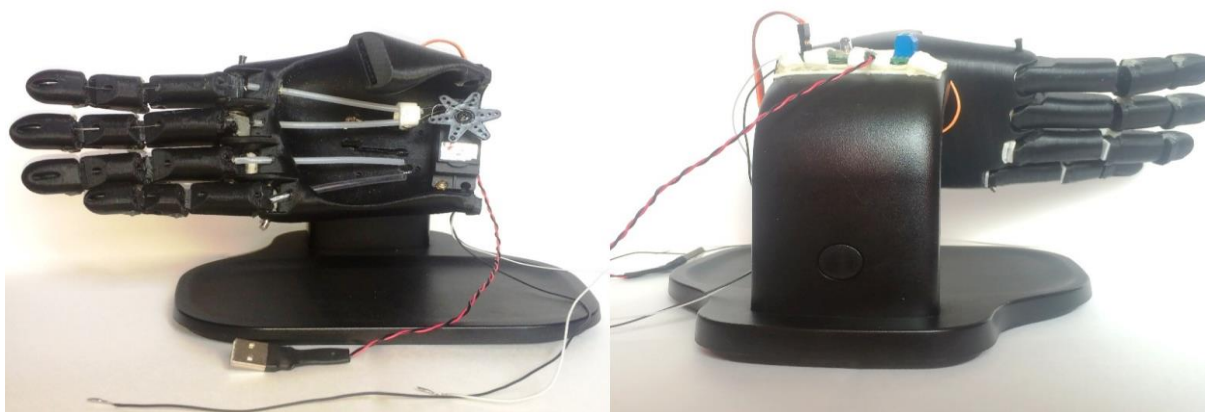
В качестве преобразователя используется устройство от National Instruments USB 6008, которое позволяет передать аналоговый сигнал в компьютер. Выход усилителя подключаем к аналоговому входу платы сбора данных, а плату через порт USB подключаем к компьютеру.

Визуализация электромиосигнала и его анализ осуществляются с помощью виртуального прибора, разработанного в среде визуального программирования LabVIEW [6].

Взаимодействие электродов, усилителя и USB-6008 с пакетом LabVIEW осуществляется при помощи программного обеспечения NI-DAQmx. NI-DAQmx обеспечивает пользовательский интерфейс и набор инструментов для настройки DAQ-устройства и программирования, съема и генерации сигналов. Для этого предусмотрен блок DAQ Assistant, с помощью которого настраиваются виртуальные каналы.

Анализ сигнала осуществляется путем использования быстрого преобразования Фурье и построения спектра. Анализ спектра позволяет оценить мышечную активность человека и совершаемые сокращения мышц, при помощи этих данных возможно подвести итоги о работе поврежденных мышц человека и сроках их восстановления [6].

Далее от виртуального прибора полученный сигнал поступает на механическое устройство, которое повторяет сгибание или разгибание руки человека. Вид макета изображен на рисунке.



Макет устройства

Сервопривод постоянного тока приводит в действие пальцы руки, осуществляя два вида движения «сжать» и «разжать», которым будет сопротивляться человек, проходящий курс реабилитации. В качестве сервопривода используется модель FS5106B как соответствующая технологическим нормам построения робототехники и мехатронных систем. Такой привод характеризуется доступностью приобретения и невысокой стоимостью.

Использование такого устройства восстановления работоспособности и контроля мышечной активности человека может помочь в быстром и качественном процессе реабилитации поврежденных мышц рук человека.

Литература

1. Pauk J. Different techniques for EMG signal processing. Bialystok Technical University, Article in Journal of Vibroengineering, 2008. – 10 с.
2. Биоэлектрическое управление / В. С. Гурфинкель, В. Б. Малкин, М. Л. Цетлин, А. Ю. Шнейдер. – М.: «Наука», 1972. – 245 с.
3. Борисов Ю.М., Липатов Д.Н., Зорин Ю.Н. Электротехника. Издательство БХВ-Петербург, 2014. – 587 с.
4. Мамий А.Р., Тлячев В.Б. Операционные усилители. – Майкоп: АГУ, 2005. – 192 с.

5. Суранов А.Я. LabVIEW 8.20. Справочник по функциям. М.: ДМК Пресс, 2007. – 536 с.

6. Яковлев А.Н. Введение в вейвлет-преобразования: учеб. пособие. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2003. – 104 с.

ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДЕТЕЙ С ДЦП

Е.О. Дмитриева, Л.Р. Дильмухаметова*, Э.Р. Кадрачева*

Научный руководитель: Л.Р. Саяпова

Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа

Детский церебральный паралич – заболевание, проявляющееся двигательными нарушениями вследствие поражения головного мозга.

Для нормализации мышечного тонуса применяются массаж, ЛФК либо электростимуляция. Известны разработки научно-медицинской фирмы МБН: «МБН-Биомеханика» (рис. 1), которая определяет биомеханические характеристики пациента, и «МБН-Нейромиограф» (рис. 2) – определяет мышечный тонус и нервную проводимость.

Комплекс клинического анализа движений МБН Биомеханика предназначен для функциональной диагностики двигательной патологии, управления восстановительным лечением и проведения активной реабилитации на принципах биологической обратной связи. Применяемые методы дают возможность диагностики двигательной активности, как на макро-, так и на микро-уровне.

Комплекс позволяет получать точные и наглядные результаты, прост в использовании и, в отличие от зарубежных аналогов, представляет собой единую модульную систему, которая не требует специального инженерного обслуживания и позволяет получить результат исследования непосредственно сразу после регистрации.



Рис. 1. МБН-Биомеханика

Рис. 2. МБН-Нейромиограф

Области применения комплекса включают ортопедия-травматологию, неврологию, вертеброневрологию, протезирование, ЛФК, физиотерапию и другие смежные специальности.

Данный комплекс включает в себя пять методов исследования:

1. Подометрия (регистрация временных характеристик шага по четырем зонам: пятка, носок, головки первой и пятой плюсневых костей): цикл шага, периоды опоры и переноса двойной опоры, характеристики переката в сагиттальной и фронтальной плоскостях.

2. Пространственная гониометрия (регистрации движений в суставах) синхронно: сгибание-разгибание, отведение-приведение, ротация.

3. Функциональная поверхностная электромиография с активными стандартизированными электродами.

4. Пространственная регистрация реакций опоры (определение динамической опороспособности конечностей и других характеристик).

5. Стабилометрические тесты и тренажеры равновесия.

По функциональному признаку методы электростимуляции, применяемые в клинической медицине, разделяются в соответствии с областью их использования (рис. 3).

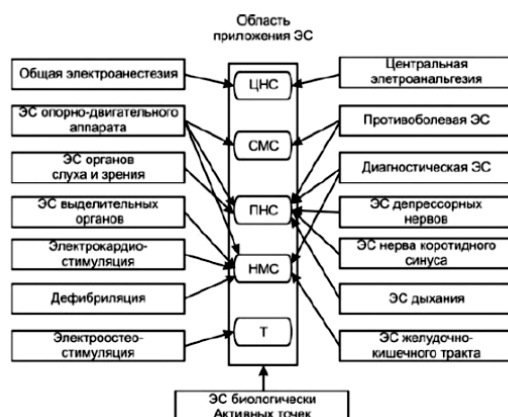
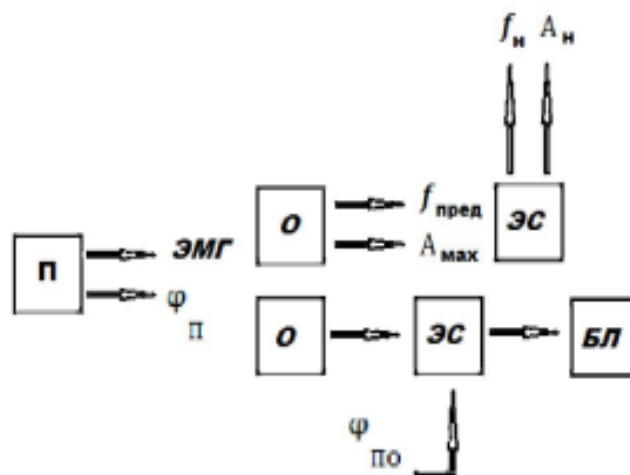


Рис. 3. Методы электростимуляции: ЭС – электростимуляция; ЦНС – центральная нервная система; СМС – спинномозговые структуры; ПНС – периферическая нервная система; НМС- нейромышечная система; Т – ткани

В предлагаемом микротренажере используется электростимуляция опорно-двигательного аппарата. Применение электростимуляции при ДЦП требует особого подхода, поскольку нужна не просто тренировка силы мышц, но координация этого процесса с расширением объема и амплитуды движений пациента. Тренировочный цикл должен учитывать динамику достигнутых показателей и не форсировать нагрузку. В микротренажере для контроля угла отведения конечностей используются компактные гироскопические датчики. Предлагается использовать гироскопический датчик, аналогичный применяемому в «МБН-Биомеханика», в микротренажере для детей с ДЦП с целью управления моментом подачи стимуляционных импульсов. В соответствии с рекомендациями для работы с детьми с ДЦП подходит следующая структура (рис. 4). В микротренажере



Контроль осуществляется с помощью электромиографии (ЭМГ), которая позволяет оценить наступление усталости пациента по снижению амплитуды и изменению спектра сигнала. Элемент сравнения (ЭС) сравнивает угол отведения конечности в момент тренировки с ранее записанными данными, что позволяет обеспечить постепенное увеличение возможностей пациента. Предлагаемый электростимуляционный микротренажер, основанный на гироскопическом измерителе и оценке мышечной активности с помощью ЭМГ, предоставляет широкие возможности для реабилитации детей с ДЦП и может быть широко востребован в диагностических центрах.

1. Лощилов В.И. Биотехнические системы электронейростимуляции / В. И. Лощилов, Л. И. Калакутский. – М.: Изд-во МГТУ им. Н. Баумана, 1991. – 196 с.
2. Утямышев Р.И. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей / под ред. Р.И. Утямышева, М.А. Враны. – М.: Энергоатомиздат, 1983. – 384 с.
3. Приходько О.Г. Ранняя помощь детям с церебральным параличом в системе комплексной реабилитации / О.Г. Приходько. – СПб.: Изд-во РГПУ им. А.И. Герцена, 2008. – 208 с.

4. Калакутский Л. И. Системы электростимуляции органов и тканей [Электронный ресурс] : электрон. учеб. пособие / Л. И. Калакутский, С. А. Акулов, А. А. Федотов; Министерство образования и науки Российской Федерации, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т). – Электрон. текстовые и граф. дан. (1,0 Мбайт). – Самара, 2012. – 1 эл. опт. диск (CD-ROM)

5. <http://www.tiamed.ru/Ortopediya/MBN-Biomexanika.html>

6. <http://www.tiamed.ru/Elektromiografyelektroneyiromiografy/Neyiromiograf-MBN.html>

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ИМПЕДАНСА

Э.Р. Тимуршина

Научный руководитель: д.т.н., профессор А.Ю. Демин

*Уфимский государственный авиационный
технический университет, г. Уфа*

В настоящее время существует много методов электропунктурной диагностики, но мы остановимся на тех из них, которые получили наибольшее признание и прошли проверку на большом контингенте больных, – на методах Фоля, Накатани.

Электропунктурная диагностика требует точного нахождения акупунктурной точки. Фоль считает, что точка расположена на глубине от 2 до 3 мм в зависимости от индивидуальных особенностей кожи. Поэтому необходимо применять такое давление при измерении, которое необходимо для получения наивысшего значения величины измерения для акупунктурной точки.

По методу Фоля, число точек, необходимое для измерения функции органа, зависит от величины и значения его. Для измерения функции основных органов с собственными меридианами имеются три точки. К основным органам относят 10: легкие, селезенка – поджелудочная железа, сердце, почка, печень, желудок, тонкая кишка, толстая кишка, желчный пузырь и мочевой пузырь. Функциональные меридианы перикарда и трех частей туловища тоже имеют по три точки измерения, что дает суммационную диагностику всех функций сосудистой и эндокринной систем. Для дифференцирования величин измерения меридиана X (трех частей туловища) каждая эндокринная железа имеет собственную точку измерения, а для дифференцированной суммационной диагностики меридиана IX (перикарда) имеются точки измерения артериальной и венозной систем в различных частях тела. Органы меньшей значимости, которые являются составными частями «приводящих и отводящих путей»

основных органов, имеют только по одной точке измерения. Исключениями из этого правила являются пищевод, мочеиспускательный канал, маточные трубы [1].

Наиболее популярным в последние два десятилетия в Японии является учение Риодораку, разработанное Накатани. Начиная с 1950 г. ведутся кропотливые электрофизиологические исследования меридианов тела, изучаются зависимости между функциональным состоянием внутренних органов и электрическими потенциалами в кожных точках соответствующих меридианов. Исследования показали, что меридианы тела ведут себя как чувствительные индикаторы, сигнализирующие не только о наступившей опасности, но и о ее масштабах. Измеряя электрическое сопротивление кожи с помощью специального прибора у больных с воспалительными заболеваниями почек, Накатани обнаружил точки с повышенной электропроводимостью, низким электрическим сопротивлением и назвал их электропроницаемыми точками.

В 1969 г. появилось описание прибора В. М. Большова и В.И. Смирнова для исследования электрических свойств точек воздействия. Этот прибор работает на переменном токе. Он фиксирует момент резкого изменения импеданса поверхностного слоя кожи, когда электрод проходит через активную точку или останавливается на ней, а не измеряет абсолютную величину импеданса. Эта модификация позволила исключить мостовую систему измерений импеданса, которая делает почти невозможным быстрый и удобный поиск активных точек, так как электрическое сопротивление кожи – весьма изменчивый показатель, зависящий от ряда трудно учитываемых факторов. Другой прибор этих же авторов регистрирует местоположение точки акупунктуры по интенсивному свечению индикаторной лампы накаливания. Электрод имеет приспособление, исключающее продавливание наружного кожного покрова. Кроме того, в электроде предусмотрен переключатель, при помощи которого после идентификации активной точки ее электрические потенциалы измеряются специальным милливольтметром [3].

В нашей стране прошли государственные испытания приборы ЭЛАП-1, Элита-4. Прибор ЭЛАП-1 позволяет осуществлять индикацию точек акупунктуры и воздействие на них постоянным электрическим током в различном режиме. Этот прибор, кроме того, дает возможность вводить в точки путем микроэлектрофореза акупунктуры различные лекарственные средства. Введение лекарственных веществ осуществляется при помощи специального капиллярного наливного электрода посредством дозированного гальванического тока [4].

Существует три метода биоимпедансометрии [2]: к объекту измерений прикладывается известная разность электрических потенциалов и измеряется значение электрического тока, протекающего в цепи; через объект измерений пропускается известное значение электрического тока и

измеряется созданное им падение напряжения; к объекту измерений прикладывается известное значение электрической мощности и измеряется или электрический ток в цепи, или электрическое напряжение. В данном устройстве используется второй метод: через биообъект пропускается ток величиной 50 мкА, частотой 40 кГц.

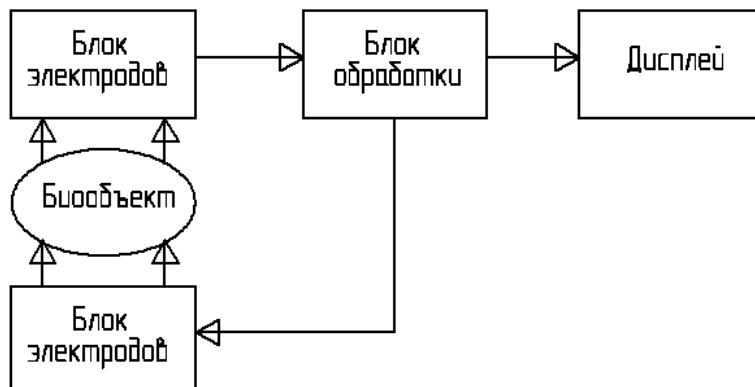


Рис. 1. Структурная схема устройства

Для реализации используется аппаратная платформа Arduino Nano. Блок электродов состоит из пары электродов и мультиплексора для переключения между ними. Блок обработки включает аппаратную платформу Arduino Nano, цифровой потенциометр, источник тока, ФНЧ.

С ШИМ выхода Arduino сигнал прямоугольной формы с частотой 62,5 кГц поступает на ФНЧ, преобразуется в синусоидальный сигнал (возможно, после потребуется усиление сигнала и корректировка ФНЧ). Далее идёт на мультиплексор, который управляется с Arduino, для выбора между двумя электродами, расположенными соответственно в области левого или правого легкого.

Измеряемое сопротивление включено в цепь обратной связи усилителя, то есть на выходе получаем падение напряжения, пропорциональное измеренному сопротивлению.

После сигнал поступает на аналоговый вход A0 Arduino, ему возвращается значение от 0 до 1023 (что соответствует напряжению от 0 В до 5 В).

Результат измеренного сопротивления и напряжения выводятся на дисплей.

Литература

1. Табеева Д. М. Руководство по иглорефлексотерапии. – М.: Медицина, 1980. – 560 с.
2. Гусев В.Г., Демин А.Ю., Мирина Т.В. Особенности оценки состояния кожного покрова человека электрическими методами // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: материалы Международной НТК. ФРЭМЭ. Кн. 2. – Владимир, 2008.

3. Молостов В.Д. Акупунктура. Мануальная терапия. Массаж: практическое пособие. Минск, 2012. – 500 с.

4. Рефлексотерапия [Электронный ресурс] URL: <http://refl.info/> (дата обращения: 8.12.2017).

ПРИМЕНЕНИЕ ДОПОЛНИТЕЛЬНЫХ СИСТЕМ ДИАГНОСТИКИ ДЛЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ИЗУЧЕНИЯ ПРОЦЕССОВ РАЗРУШЕНИЯ КЕРАМИЧЕСКИХ ЭЛЕМЕНТОВ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

А.Г. Рогожников, Е.М. Зубова
Научный руководитель: В.Э. Вильдеман

*Пермский национальный исследовательский
политехнический университет, г. Пермь*

Применение дополнительных систем диагностики для контроля процессов деформирования и разрушения керамических материалов, применяющихся для изготовления элементов зубных протезов является актуальным направлением исследования, поскольку существует необходимость в прогнозировании поведения данных материалов в процессе разрушения [1]. В данной работе для изучения особенностей поведения керамического материала применялся метод регистрации сигналов акустической эмиссии. Данный метод позволяет контролировать состояние исследуемых материалов на протяжении всего испытания, дает дополнительную важную информацию о процессе накопления повреждений [2, 3]. Ряд исследователей использовали метод регистрации сигналов акустической эмиссии для изучения процессов образования и распространения трещин в хрупких материалах, в том числе и керамиках, поскольку данный метод является чрезвычайно чувствительным [4-6].

Для проведения экспериментальных исследований было изготовлено четыре идентичных полунатурных образца на каждый из трех видов материала: диоксидциркониевая керамика, полевошпатная керамика, дисиликатлитиевая керамика. Механические испытания проводились на универсальной сервогидравлической системе Instron 8850 при комнатной. Запись сигналов акустической эмиссии осуществлялась с помощью акустико-эмиссионной системы AMSY-6 Vallen (Германия) Использовался датчик акустической эмиссии М-31 с частотным диапазоном 300-800 кГц и предусилитель АЕР4 с коэффициентом усиления 34 дБ. На рисунке 1 представлена фотография общего вида испытания (а) и образец с прикрепленным датчиком для регистрации сигналов акустической эмиссии в захватах испытательной машины (б).

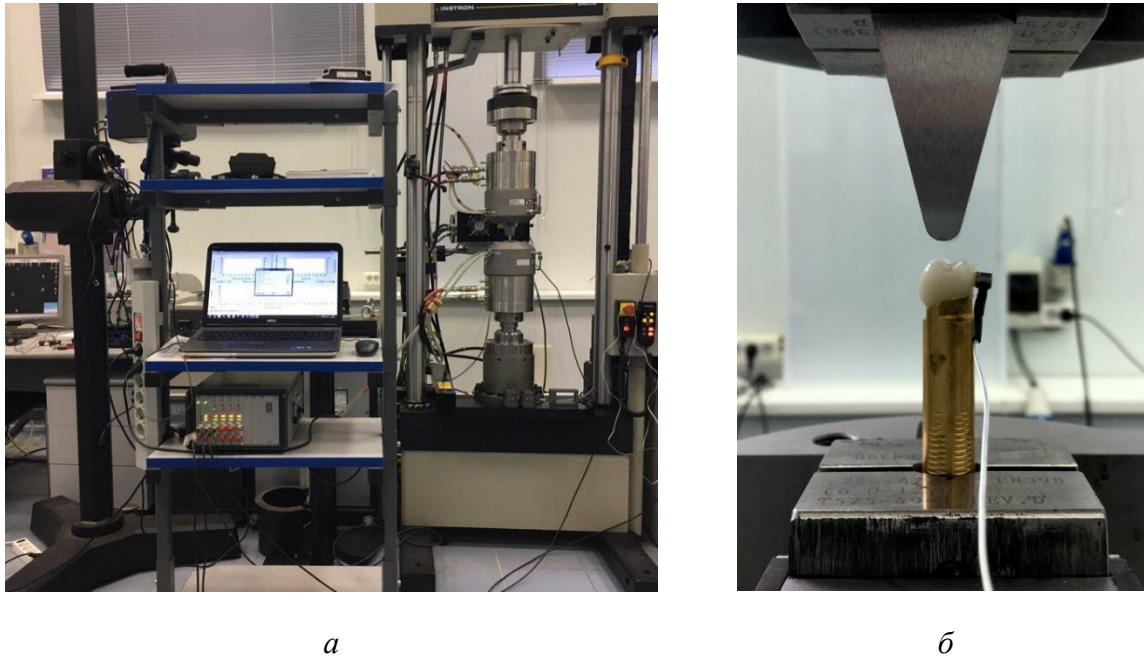


Рис. 1. Испытательная система Instron 8850 с системой для регистрации сигналов акустической эмиссии AMSY-6 (а), образец в захватах испытательной машины (б)

По данным регистрации сигналов акустической эмиссии, построена диаграмма зависимости суммарного счета акустической эмиссии, N (число зарегистрированных выбросов электрического сигнала акустической эмиссии за время регистрации) от времени, t [7] для образцов каждого материала (рис. 2).

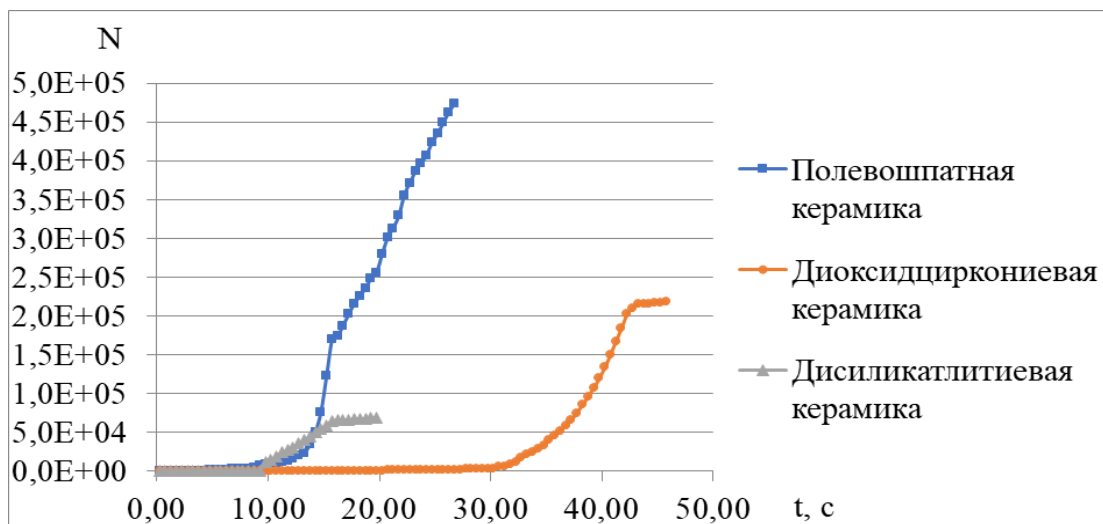


Рис. 2. Диаграмма зависимости суммарного счета акустической эмиссии, N от времени, t

Анализируя полученные зависимости можно сделать вывод об акустико-эмиссионной активности в процессе разрушения элементов зубных протезов. Так, процесс разрушения образцов из полевошпатной

керамики сопровождается высокой активностью акустической эмиссии, это связано с образованием трещин и сколов в процессе всего механического нагружения.

Процесс разрушения образцов из дисиликатлитиевой и диоксидциркониевой керамик сопровождается с регистрацией меньшего числа сигналов акустической эмиссии, и отмечается, что для образцов из этих материалов всплеск активности акустической эмиссии наблюдается в момент, предшествующий разрушению образца. Такой вид анализа может применяться в качестве дополнительного, чтобы в дальнейшем сделать выбор материала, оптимально подходящего для изготовления элементов зубных рядов.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 15-08-02222 а.

Литература

1. Рогожников А.Г. Способ получения и физико-механические испытания отечественных керамических материалов на основе диоксида циркония из наноструктурированных порошков. Экспериментальное исследование // Уральский медицинский журнал. – 2015. – № 10. – С. 113-119.
2. Haiyan L., Jianying L., Xiaozhou L., Fok A. Non-destructive examination of interfacial debonding in dental composite restorations using acoustic emission // Dental materials. – 2011. – № 10. – P. 964-971.
3. Huang S.-F., Chen W.-R., Lin C.-L. Biomechanical interactions of endodontically treated tooth implant-supported prosthesis under fatigue test with acoustic emission monitoring // BioMedical Engineering OnLine. – 2016. – P. 15-23.
4. Ortega V. I., Pumaregaa M.E.L, Nievab N., Gomeza M. P. Adhesion study in metal-ceramic systems of dental restoration by acoustic emission // Procedia Materials Science. – 2015. – № 9. – P. 477-483.
5. Chang Y.-H., Yu J.-J., Lin C.-L. Examination of ceramic restoration adhesive coverage in cusp-replacement premolar using acoustic emission under fatigue testing // BioMedical Engineering OnLine. – 2014., DOI:10.1186/1475-925X-13-165.
6. Ereifeja N., Silikasa N., Wattsa W.C. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. // Dental Materials. – 2008. – Vol. 24. – P. 1289-1295. DOI:10.1016/j.dental.2008.04.010
7. ГОСТ Р ИСО 12716-2009 Контроль неразрушающий. Акустическая эмиссия: словарь – М.: Стандартинформ, 2011.

ОЦЕНКА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ РИТМОВ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ У ПАЦИЕНТОВ ВО ВРЕМЯ КОМЫ ПРИ ОСТРОМ НАРУШЕНИИ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Е.В. Сидак¹, Р.С. Хамбеков², Е.Е. Зеулина², В.М. Дорошенко²,
Д.М. Ежов¹, А.Н. Храмков¹

¹*Саратовский государственный университет
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

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

Нормальное состояние организма обеспечивается не только функцией отдельных органов, но и взаимодействием его функциональных систем, синхронизация которых является признаком эффективности такого взаимодействия. В работах [1,2] с помощью методов оценки уровня синхронизованности систем по данным наблюдений показано, что медленные ритмы (на частоте около 0.1 Гц) вегетативной регуляции частоты сердечных сокращений и сосудистого тонуса в норме у людей длительное время синхронизованы между собой. Во время коматозного состояния характер взаимодействия ритмов сердечно-сосудистой системы (ССС) изменяется и на сегодняшний день малоизучен, что затрудняет прогноз и превентивное лечение возможных гемодинамических осложнений.

Данная работа посвящена изучению особенностей взаимодействия подсистем вегетативной регуляции частоты сердечных сокращений (ЧСС) и тонуса сосудов во время комы, вызванной острым нарушением мозгового кровообращения (ОНМК).

Исследование проводилось путем анализа одновременных записей сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) и фотоплетизмограммы (ФПГ), полученных от пациентов во время комы, вызванной нарушением мозгового кровообращения. Во время эксперимента регистрировались сигналы одноканальной ЭКГ во II стандартном отведении и двух каналов ФПГ – с мочки правого уха (ФПГ_{ухо}) и безымянного пальца правой руки (ФПГ_{рука}). Данные регистрировались в течение 120 минут. Ряды ЭКГ пересчитывались в ряды RR-интервалов – кардиоинтервалограммы (КИГ).

Для анализа сигналов КИГ и ФПГ использовался метод, предложенный в работе [3]. Метод основан на построении эмпирической модели фазовой динамики по временным рядам фаз колебаний $\{\phi_1(t_1), \dots, \phi_1(t_N)\}$ и $\{\phi_2(t_1), \dots, \phi_2(t_N)\}$, где $t_i = i\Delta t$, Δt – интервал выборки, N – длина ряда. Предполагается, что фаза введена корректно. В данной работе фаза сигналов КИГ и ФПГ вводилась с помощью преобразования Гильберта,

сигналы фильтровались в полосе 0.05 – 0.15 Гц. Математическая модель выбирается исходя из предположения, что фазовая динамика корректно описывается стохастическими дифференциальными уравнениями первого порядка, которые в разностной форме имеют вид

$$\phi_k(t + \tau) - \phi_k(t) = F_k(\phi_k(t), \phi_j(t - \Delta_{j \rightarrow k}), \mathbf{a}_k) + \varepsilon_k(t), k, j = 1, 2, j \neq k \quad (1)$$

где $\Delta_{j \rightarrow k}$ – пробное время запаздывания связи, где $\varepsilon_k(t)$ – гауссовский шум, $F_k(\phi_k, \phi_j)$ – тригонометрические многочлены невысокого порядка, $\mathbf{a}_k$ – вектор коэффициентов, которые определяются путем минимизации квадрата ошибки модели (1). Индексы направленного воздействия $\gamma_{2 \rightarrow 1}$ и

$\gamma_{1 \rightarrow 2}$ определяются как $\gamma_{j \rightarrow k}^2 = \frac{1}{2\pi^2} \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} (\partial F_k(\phi_k, \phi_j) / \partial \phi_j)^2 d\phi_k d\phi_j$. Расчеты

проводились так, что индекс $\gamma_{1 \rightarrow 2}$ характеризует воздействие ФПГ на ряд RR-интервалов, а $\gamma_{1 \rightarrow 2}$, наоборот, воздействие ряда RR-интервалов на ФПГ.

Далее, эти индексы обозначены как $\gamma_{RR \rightarrow \text{ФПГ}}$ и $\gamma_{\text{ФПГ} \rightarrow RR}$ соответственно.

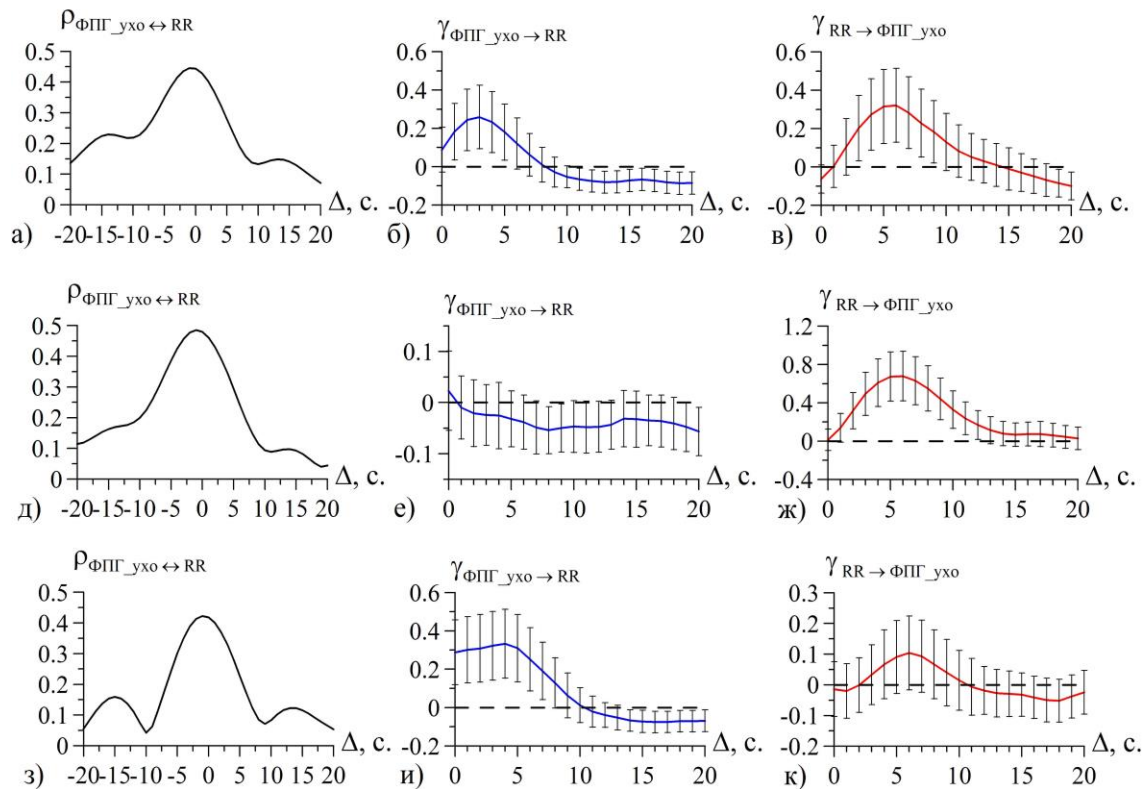
Для оценки синхронности фаз использовался коэффициент фазовой когерентности, который представляет собой амплитуду первой Фурье-

моды распределения разности фаз: $\rho = \left| \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \exp(i(\phi_1(t_k) - \phi_2(t_k))) \right|$. Величина

$\rho=1$ при строгой синхронности, для несвязанных осцилляторов без собственной фазовой нелинейности величина ρ близка к нулю.

В работе были получены оценки коэффициента фазовой когерентности ρ и индексов направленного воздействия $\gamma_{RR \rightarrow \text{ФПГ}_{\text{УХО}}}(\Delta)$, $\gamma_{\text{ФПГ}_{\text{УХО}} \rightarrow RR}(\Delta)$ в зависимости от пробного времени запаздывания Δ по сигналам RR-интервалов и фотоплетизмограммы с мочки уха, полученных от пациентов во время комы при ОНМК. На рисунке приведены результаты для первых, вторых и третьих 30 минут эксперимента.

Вертикальные линии на графиках для $\gamma_{RR \rightarrow \text{ФПГ}_{\text{УХО}}}(\Delta)$ и $\gamma_{\text{ФПГ}_{\text{УХО}} \rightarrow RR}(\Delta)$ показывают поточечный 95%-й доверительный интервал. Достоверными можно считать значения, полученные в моменты времени запаздывания Δ , когда вертикальные линии превышают нулевой уровень. Как видно из графиков на рис. 6, в во время первых 30 минут эксперимента наблюдается значимое отличие от нуля обоих индексов связи $\gamma_{RR \rightarrow \text{ФПГ}_{\text{УХО}}}(\Delta)$ и $\gamma_{\text{ФПГ}_{\text{УХО}} \rightarrow RR}(\Delta)$, что характеризует наличие двунаправленного взаимодействия подсистем регуляции частоты сердечных сокращений и тонуса сосудов. Во вторые и третьи 30 минут наблюдается однонаправленное воздействие, при этом направление связи меняется. Значение оценки коэффициента фазовой когерентности практически не меняется (максимальное значение в выбранном диапазоне запаздывания около 0.5 для всех трех случаев).



Результаты анализа связанности подсистем регуляции ЧСС и тонуса сосудов по сигналам RR-интервалов и ФПГ с мочки уха пациента во время комы: а), д), з) зависимость коэффициента фазовой когерентности от Δ ; б), в), е), ж), и), к) индексы направленной связи $\gamma_{RR \rightarrow \text{ФПГ}}$ и $\gamma_{\text{ФПГ} \rightarrow RR}$ в зависимости от времени задержки Δ , вертикальные линии показывают 95%-ный доверительный интервал. Верхний ряд получен для первых 30 минут записи сигналов (с 1 по 30 минуту записи), средний ряд для вторых 30 минут (с 31 по 60 минуту), нижний ряд – для третьих 30 минут записи (с 61 по 90 минуту)

При анализе сигналов RR-интервалов и фотоплетизмограммы с безымянного пальца руки (со стороны пареза) – связи между исследуемыми системами не обнаружено. Похожие результаты были получены для двух других пациентов, находящихся в коме, вызванной острым нарушением мозгового кровообращения (ишемический инсульт).

Таким образом, в работе показано, что во время коматозного состояния может сохраняться взаимодействие между исследуемыми подсистемами регуляции кровообращения, однако направление связи в течение времени может изменяться.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант №14-12-00291).

Литература

1. Karavaev A.S. et al. CHAOS, 2009. 19:033112.
2. Ponomarenko V.I. et al. The Eur Phys J, 2013. 222:2687-2696.
3. Smirnov D.A., Bezruchko B.P., Phys. Rev. E, 2003.

АНАЛИЗ ДИНАМИКИ СИНХРОНИЗАЦИИ 0.1-ГЦ ПРОЦЕССОВ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЦА И СОСУДОВ

В.В. Сказкина¹, Е.И. Боровкова^{1,2}, Д.Д. Кульминский^{1,2},
Ю.М. Ишбулатов^{1,2}, Т.В. Поварова³, В.И. Гриднев^{1,2}
Научный руководитель: д.м.н., В.И. Гриднев^{1,2}

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

²*Саратовский филиал Института радиотехники и электроники имени В.А. Котельникова РАН, г. Саратов*

³*НУЗ «Дорожная клиническая больница ОАО «РЖД», г. Саратов*

Наиболее перспективными методами в медицине являются методы выявления функциональных взаимодействий внутренних систем организма. Это обусловлено тем, что данные методы позволяют диагностировать морфологические отклонения на ранней стадии и даже до их возникновения. Однако данная область медицины является молодой и требует проведения большого количества фундаментальных исследований.

Основной задачей данной работы было исследование характера взаимодействия двух представленных систем: регуляции сердечного ритма и тонуса сосудов. В опубликованных ранее работах было показано наличие фазовой синхронизации между исследуемыми системами [1-11]. Однако в предыдущих работах преимущественно использовали короткие данные, длиной около 5-15 минут. Исследование длинных записей позволит проанализировать динамику синхронизации 0.1-Гц ритмов регуляции ССС и оценить степень ее воспроизводимости.

Мы провели серию экспериментов с 15 здоровыми людьми. Испытуемые были в возрасте от 18 до 21 года со средним уровнем физической активности. Эксперименты позволили получить синхронные записи электрокардиограммы (ЭКГ) и пальцевой фотоплетизмограммы (ФПГ) длительностью равной 2 часам.

Сигналы ФПГ и кардиоинтервалограммы (КИГ), полученной из ЭКГ, были использованы как источники информации о 0.1-Гц ритмах вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы. Дальнейшая предобработка представляла собой полосовую фильтрацию экспериментальных сигналов в полосе от 0.05 до 0.15 Гц [12]. Таким образом, мы получили временные ряды сигналов вегетативной регуляции сердечного ритма и сосудистого тонуса.

Следующим шагом было определение участков фазовой синхронизации между исследуемыми сигналами. Для этого мы использовали разрабатываемые нами методы выявления мгновенных фаз, в том числе, и с помощью преобразования Гилберта [1-11]. Для каждого из

испытуемых был сформирован массив с последовательными длинами синхронных участков. Интересным результатом является наличие достаточно длинных интервалов фазовой синхронизации между исследуемыми системами (больше 100 с) у большинства испытуемых. Максимальное значение было зафиксировано в районе 145 с.

Полученные ряды последовательностей длин синхронных участков стали основой для расчета автокорреляционных функций со сдвигом от -2000 секунд до 2000 секунд. Однако автокорреляционные функции показали разный характер полученных сигналов. Часть сигналов имеет характер близкий к периодическому, часть походит на случайный процесс.

Для анализа периодичности рассчитанных автокорреляционных функций мы просчитали полный уровень значимости (95%) с помощью суррогатных пар данных. Для создания суррогатного сигнала был случайным образом сформирован массив длин синхронных участков на основе экспериментальных последовательностей. Сопоставление значений автокорреляционных функций с полученным уровнем значимости позволило выявить наличие значимой величины автокорреляции на больших лагах у некоторых испытуемых.

В ходе работы была проанализирована динамика взаимодействий вегетативной системы регуляции сердечного ритма и сосудистого тонуса. Наличие значимых больших величин у автокорреляционных функций на больших лагах требует дальнейшего исследования и увеличения экспериментальной выборки. Однако данное явление предположительно является следствием влияния гуморальной регуляции на системы.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ 15-02-03061, 16-32-00326, гранта «У.М.Н.И.К.».

Литература

1. Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. Восстановление моделей скалярных систем с запаздыванием по временным рядам // Письма в ЖТФ. 2001. Т. 27. В. 10. С. 43-51.
2. Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Kulminskiy D.D. An experimental digital communication scheme based on chaotic time-delay system // Nonlinear Dynamics. 2013. V.74. P. 1013–1020.
3. Киселев А.Р., Караваев А.С., Гриднев В.И., Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Боровкова Е.И., Посненкова О.М., Шварц В.А., Безручко Б.П. Метод оценки степени синхронизации низкочастотных колебаний в вариабельности ритма сердца и фотоплетизмограмме // Кардио-ИТ. 2016. Т. 3. В. 1. С. e0101.
4. Kiselev A.R., Mironov S.A., Karavaev A.S., Kulminskiy D.D., Skazkina V.V., Borovkova E.I., Shvartz V.A., Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using

photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers // *Physiological Measurement*. 2016. V. 37. P. 580-595.

5. Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Посненкова О.М., Боровкова Е.И., Безручко Б.П. Метод изучения синхронизации 0,1 Гц колебаний в вариабельности ритма сердца и вариабельности кровенаполнения сосудов микроциркуляторного русла // *Функциональная диагностика*. 2011. № 4. С. 28-35.

6. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. Effects of antihypertensive treatment on cardiovascular autonomic control: a prospective study // *The Anatolian Journal of Cardiology*. 2014. V. 14. P. 701-710.

7. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients // *Applied Medical Informatics*. 2011. V. 28. No. 1. P. 1-8.

8. Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан Е.И. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека // *Изв. ВУЗов «ПНД»*. 2009. Т. 17. № 6. С. 44-56.

9. Kiselev A.R., Karavaev A.S., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Borovkova E.I., Shvartz V.A., Ishbulatov Y.M., Posnenkova O.M., Bezruchko B.P. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability // *Russian Open Medical Journal*. 2016. V. 5. Iss. 1. P. e0101.

10. Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Kiselev A.R., Gridnev V.I. and Bezruchko B.P. Synchronization of low-frequency oscillations in the cardiovascular system: Application to medical diagnostics and treatment // *The European Physical Journal Special Topics*. 2013. V. 222. P. 2687–2696.

11. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. Selection of optimal dose of beta-blocker treatment in myocardial infarction patients basing on changes in synchronization between 0.1 Hz oscillations in heart rate and peripheral microcirculation // *Journal of Cardiovascular Medicine*. 2012. V. 13. Iss. 8. P. 491-498.

12. “Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology,” *EHJ* 17, 354-381 (1996)

АНАЛИЗ НАПРАВЛЕННОЙ СВЯЗАННОСТИ КОНТУРОВ СИМПАТИЧЕСКОЙ РЕГУЛЯЦИИ МОДЕЛЬНЫХ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ МЕТОДОМ МОДЕЛИРОВАНИЯ ФАЗОВОЙ ДИНАМИКИ

В.С. Хорев, В.В. Сказкина, О.В. Астахов, Т.В. Поварова*
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент В.С. Хорев

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

**НУЗ «Дорожная клиническая больница ОАО «РЖД», г. Саратов*

Нарушение вегетативной регуляции тонуса артериальных сосудов и частоты сердечных сокращений может приводить к ряду опасных патологий сердечно-сосудистой системы [1]. Перспективным способом диагностики, а также терапии некоторых патологий сердца и сосудов являются развиваемые нами подходы, основанные на оценке степени взаимодействия контуров вегетативной регуляции кровообращения с помощью диагностики подстройки фаз колебаний [2–4] и количественной оценки степени связанности этих контуров на основе методов фазовой динамики [5–7]. Такой анализ затруднен наличием свободных параметров используемых нелинейных методов анализа, выбор которых при анализе сложных нестационарных сигналов систем биологической природы является самостоятельной нетривиальной задачей.

Апробация и настройка параметров методов анализа данных биологической природы существенно упрощается при наличии адекватной математической модели исследуемого объекта, параметры и свойства динамики которой задаются исследователем априори.

Поэтому в рамках данной работы производится анализ направленной связанности по сигналам, отражающим динамику контуров симпатической регуляции частоты сердечных сокращений и барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов, имеющих близкие собственные частоты колебаний около 0.1 Гц, при анализе сигналов предложенной нами ранее математической модели сердечно-сосудистой системы [8] и сопоставление результатов анализа модельных и экспериментальных временных реализаций.

На рис. 1 представлены оценки силы воздействия и запаздывания в связи между модельными сигналами КИГ и тонуса дистальных сосудов, полученные в результате обработки двухчасовой записи. Максимумы зависимости оценки силы связи в направлении «КИГ→АД», оцениваемые с помощью метода моделирования фазовой динамики, приходится на нулевую задержку, при силе воздействия $G_1=0.06$, для обратного направления связи «АД→КИГ» задержка составляет 0.7 с. при силе воздействия $G_2=0.14$.

Задержка, оцениваемая с помощью индекса фазовой когерентности принимает значение 2.8 с. при максимальном значении индекса фазовой когерентности 0.76.

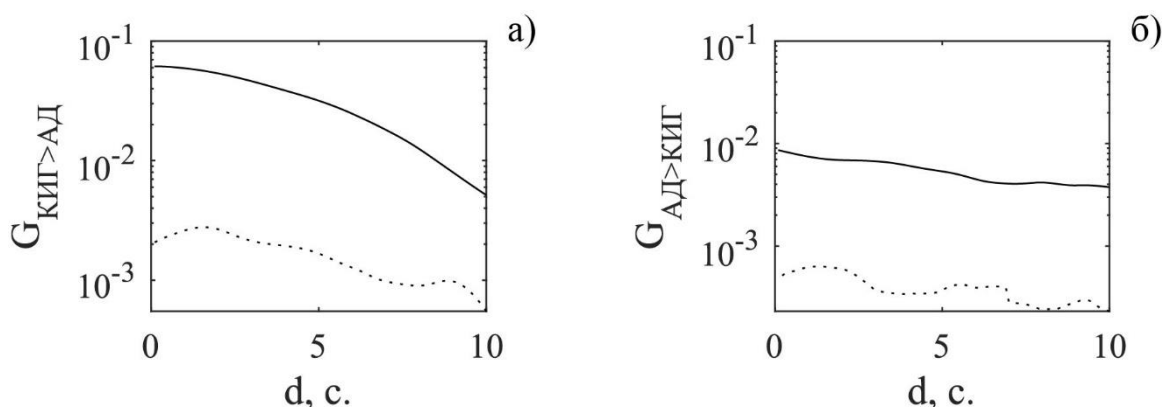


Рис. 1. Оценки силы воздействия и запаздывания в связи между сигналами КИГ и тонуса дистальных сосудов по модельным данным, полученные с помощью метода моделирования фазовой динамики, Панель а) отражает направление связи «КИГ→АД», б) «АД→КИГ». Оценки, полученные для модели, отображены сплошной линией, оценки для сигналов, полученных со здорового испытуемого в эксперименте – пунктирной

Динамика изменения максимального значения уровня связи, полученная с помощью метода моделирования фазовой динамики в скользящих неперекрывающихся окнах показывает, что уровень связи в направлении «КИГ→АД» плавно уменьшается с течением времени в случае использования окон длиной 20 минут. Также следует отметить уменьшение дисперсии оценок, получаемых для более длинных рядов, что свидетельствует в пользу того, что для получения корректных результатов желательно использовать временные ряды длиной не менее 20 минут.

Исследование выполнено при финансовой поддержке грантов РФФИ № 15-02-03061, № 16-32-00326, гранта «У.М.Н.И.К.».

Литература

1. Kiselev A.R., Mironov S.A., Karavaev A.S., Kulminskiy D.D., Skazkina V.V., Borovkova E.I., Shvartz V.A., Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers // *Physiological Measurement*. 2016. V. 37. P. 580–595.
2. Киселев А.Р., Караваев А.С., Гриднев В.И., Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Боровкова Е.И., Посненкова О.М., Шварц В.А., Безручко Б.П. Метод оценки степени синхронизации низкочастотных колебаний в вариабельности ритма сердца и фотоплетизмограмме // *Кардио-ИТ*. 2016. Т. 3. В. 1. С. e0101.
3. Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. Effects of

antihypertensive treatment on cardiovascular autonomic control: a prospective study // The Anatolian Journal of Cardiology. 2014. V. 14. P. 701–710.

4. Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан Е.И. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека // Изв. ВУЗов «ПНД». 2009. Т. 17. №6. С. 44–56.

5. Хорев В.С. Развитие методов анализа взаимодействий низкочастотных колебаний сердечно-сосудистой системы // Кардио-ИТ. 2015. Т. 2. №4. С. 0401.

6. Караваев А.С., Ишбулатов Ю.М., Боровкова Е.И., Кульминский Д.Д., Хорев В.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. реконструкции модельных уравнений систем с запаздыванием по коротким экспериментальным реализациям // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2016. Т. 16. №1. С. 17–24.

7. Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Kiselev A.R., Gridnev V.I., Bezruchko B.P. Synchronization of low-frequency oscillations in the cardiovascular system: Application to medical diagnostics and treatment // The European Physical Journal Special Topics. 2013. V. 222. P. 2687–2696.

8. Ishbulatov Y.M., Karavaev A.S., Kiselev A.R., Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D. Phase and frequency locking in the model of cardiovascular system baroreflectory regulation // Proceedings of SPIE. 2016. V. 9917. P. 99173N.

МОДЕЛЬ ОБЛУЧЕНИЯ ЩИТОВИДНОЙ ЖЕЛЕЗЫ В АНАЛИЗЕ РЕЗУЛЬТАТОВ РАДИОБИОЛОГИЧЕСКОГО ЭКСПЕРИМЕНТА

А.С. Снегирев, Э.Н. Денисова, В.Я. Саруханов,
Г.В. Козьмин, Ю.А. Кураченко
Научные руководители: к.б.н. Г.В. Козьмин,
д.ф.-м.н. Ю.А. Кураченко

*Всероссийский научно-исследовательский институт радиологии
и агроэкологии, г. Обнинск*

Для оценки воздействия ^{131}I на ЩЗ сельскохозяйственных животных при радиационных авариях были использованы экспериментальные данные работы [1] на молодняке крупного рогатого скота. Телятам 3-месячного возраста массой ~ 60 кг ежедневно в течение 6 сут с 2 л молока вводили ^{131}I : в первые сутки 185 МБк, активность последующих порций уменьшалась в соответствии с периодом полураспада радионуклида. На 11 сутки наблюдений было отмечено резкое снижение мощности дозы γ -излучения в области щитовидной железы, обусловленное радиационным

разрушением паренхиматозной ткани ЩЗ и инъекцией ^{131}I в кровеносное русло.

Расчёт характеристик поля излучения выполнялся с помощью программы MCNP5 [2]. Морфология ЩЗ, плотность ткани, масса и характерные размеры взяты из [3]. На рис. 1 представлены сечения ЩЗ, которая охватывает трахею и состоит из цилиндрических слоёв, моделирующих форму органа ([3], объём ЩЗ 11.6 см^3 , масса 12.0 г , в элементный состав, кроме 4 основных, входят Na, P, S, Cl, K и I). ЩЗ однородна, распределение активности – равномерное по объёму.

Прецизионные вычисления проводились для: а) переноса β -излучения ^{131}I в ЩЗ с учётом всех процессов, в т.ч. генерации тормозного излучения, Оже-электронов; б) переноса γ -излучения с учётом рентгеновского и флуоресцентного излучений. Показано, что вклад γ -излучения ^{131}I (с генерацией всех вторичных излучений) в полную поглощённую дозу составляет $\sim 20\%$. Основным результатом расчётов явился коэффициент пересчёта активности ^{131}I в мощность поглощённой дозы (для данных условий облучения): $4.05 \cdot 10^{-12} \text{ Гр/с на 1 Бк}$.

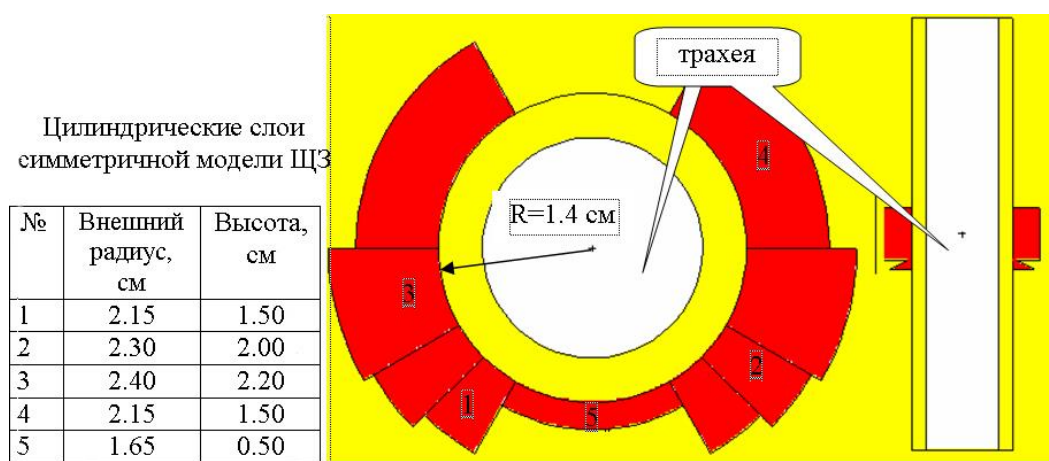


Рис. 1. Радиальное (слева) и аксиальное сечения расчётной модели ЩЗ (получено визуализацией входного файла программы MCNP5)

Поглощенную дозу, сформированную в щитовидной железе телят за период времени, начиная с которого наблюдали разрушение паренхиматозной ткани, определяли с использованием динамики изменения активности ^{131}I в щитовидной железе. Для этого была использована камерная модель метаболизма ^{131}I в организме крупного рогатого скота [4], модифицированная применительно к условиям эксперимента [1].

Оценку диапазона значений констант скорости транспорта ^{131}I в организме телят проводили с использованием данных полученных в эксперименте на молочных коровах [5] с исключением камеры «Вымя» (нижняя граница оценки), а также максимальных параметров метаболизма, более свойственных молодым животным, по данным работ [6, 7] (верхняя

граница оценки). На рис. 2 показана расчетная динамика активности ^{131}I в щитовидной железе телят, полученная с применением максимальных параметров метаболизма и исходных данных эксперимента [1].

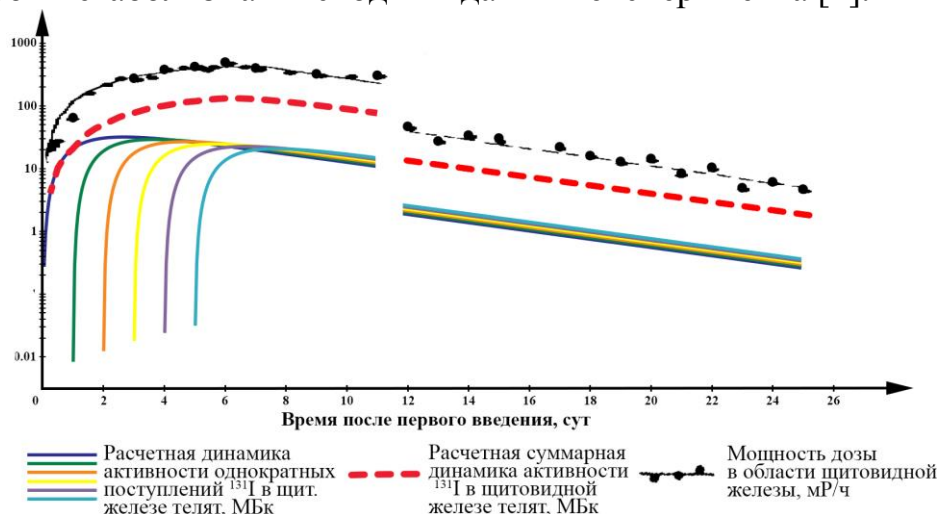


Рис. 2. Расчетная динамика активности ^{131}I и мощность дозы в области щитовидной железы

Там же представлены данные внешней дозиметрии γ -излучения [1], демонстрирующие ожидаемую корреляцию с динамикой активности ^{131}I в щитовидной железе.

Диапазон величин поглощенной дозы, сформированной в щитовидной железе телят за период времени, начиная с которого наблюдали разрушение паренхиматозной ткани, составил от 270 до 340 Гр.

Полученные результаты не противоречат дозиметрическим данным, характеризующим радиобиологические последствия радиационного повреждения щитовидной железы (300 Гр) у человека [8] и овец [1].

Литература

1. Е.В. Спирин, Н.М.Лазарев, И.А. Сарапульцев. Формирование дозы облучения щитовидной железы телят при поступлении ^{131}I с кормом // Докл. РАСХН, 2004, №4, с. 54–55.
2. MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I: Overview and Theory. *Authors:* X-5 Monte Carlo Team //LA-UR-03-1987. 2003.
3. Toivo Suuroja, Tõnu Järveots, Elbi Lepp. Age-related morphological changes of thyroid gland in calves // ISSN 1392-2130. VETERINARIJA IR ZOOTECHNIKA. T.23 (45). 2003.
4. Снегирев А.С., Козьмин Г.В., Исамов Н.Н., Фесенко С.В., Санжарова Н.И. Математическая модель метаболизма радионуклидов в организме коров / В сб. статей научно-практической конференции Института ядерной энергии и промышленности с международным участием

«Экологическая, промышленная и энергетическая безопасность-2017» 11 – 15 сентября 2017 г. Севастополь: СевГУ. 2017. С. 1255-1258.

5. Сироткин А.Н., Панченко И.Я., Тюменев Л.Н., Пантелеев Л.И., Николаева Е.М., Гришин А.И., Корнеев Н.А. Сравнительное поведение ^{131}I у коров при различных источниках поступления его в организм. В сб. Биологическое действие внешних и внутренних источников радиации. М: Медицина. 1972. с. 72-77.

6. Crout N.M.J., Voigt G. Modelling the Dynamics of Radioiodine in Dairy Cows. University of Nottingham. 1995. 22 p.

7. Smith J.G., Simmonds J.R. The Methodology for Assessing the Radiological Consequences of Routine Releases of Radionuclides to the Environment Used in PC-CREAM 08. HPA-RPD-058. Radiation 5. Protection Division. Chilton, Didcot, Oxfordshire 2009. 295 p.

8. A Toxicological Profile for Iodine. Agency for Toxic Substances and Disease Registry Division of Toxicology. USA. Atlanta, Georgia. 2004. 517 p.

РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО ДОЗИМЕТРА НА БАЗЕ ОПЕРАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ANDROID

П.Э. Сухинин, Е.С. Белянская

Научный руководитель: к.т.н. Е.С. Белянская

Тульский государственный университет, г. Тула

С самого начала XXI века до наших дней, всего за 17 лет, техника и технологии в различных сферах сделали огромный скачок в своём развитии. С появлением новых средств взаимодействия стала модернизироваться вся окружающая социум техника. Повсеместно наблюдается резкий переход от аналогового принципа функционирования приборов и систем к цифровому.

Цифровая модернизация не обошла стороной и дозиметрическое оборудование. В понятии последнего имеется в виду комплекс измерительных приборов самой разнообразной модификации, предназначенных для измерения радиоактивного излучения. На смену традиционным советским «стрелочным» громоздким дозиметрам пришли более компактные цифровые аналоги самых разных фирм.

По уровню сложности конструкции дозиметры можно разделить на бытовые и профессиональные. Первые удобны потому, что имеют компактные размеры и эргономичный дизайн, а также способны оперативно выдавать информацию о превышении уровня радиации в конкретном месте. Профессиональные дозиметры выгодно отличаются от бытовых тем, что могут с высокой точностью определить, какую дозу радиации накопил человек; такие приборы обладают повышенной чувствительностью.

Тем не менее, для широкого использования выгоднее использовать бытовые дозиметры, поскольку они намного дешевле профессиональных и являются более доступными в эксплуатации простыми пользователями.

Таким образом, при разработке и создании портативного дозиметра необходимо было учитывать требования по удобству эксплуатации, надежности и точности измерения.

При проектировании прибора был сделан акцент на удобство эксплуатации. Данный критерий был реализован путём создания возможности подключения прибора к мобильному телефону пользователя на базе операционной системы Android и выводом показаний на дисплей телефона, так как использование смартфонов в наши дни достаточно распространено. Такой технологичный аксессуар для гаджета весьма актуален в наше время, на фоне усугубляющейся с каждым годом экологической обстановки и, например, достаточно распространенной практике использования импортных материалов и изделий, непрошедших сертификационный контроль на радиационную безопасность со стороны нашего государства.

В ходе исследования типовых схем дозиметров, было сформировано наиболее рациональное решение для проектирования данного прибора, а на основе ряда произведённых расчётов был сконструирован действующий образец портативного дозиметра.

Основой схемы дозиметра является датчик радиоактивного излучения – счётчик Гейгера-Мюллера. Питание устройства осуществляется от гальванической батареи номинальным напряжением 3В. Счётчик радиации СБМ-20 размещен в пластмассовом корпусе (рис. 1) с прозрачной верхней крышкой.



Рис. 1. Передняя панель портативного дозиметра с выходным кабелем

Общий вид функционирующей установки с подключением к мобильному телефону показан на рис. 2.

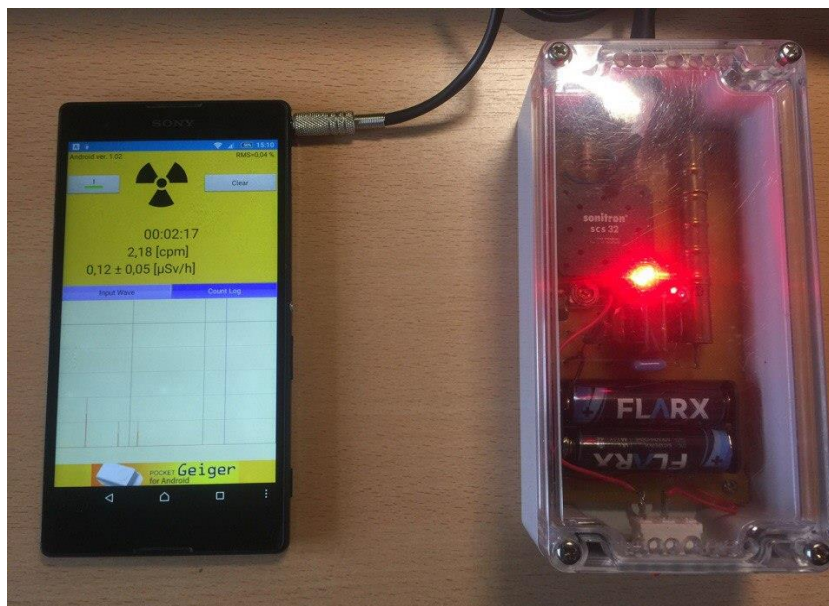


Рис. 2. Общий вид установки

Общий вид мобильного приложения для сбора показаний с дозиметра приведён на рис. 3.

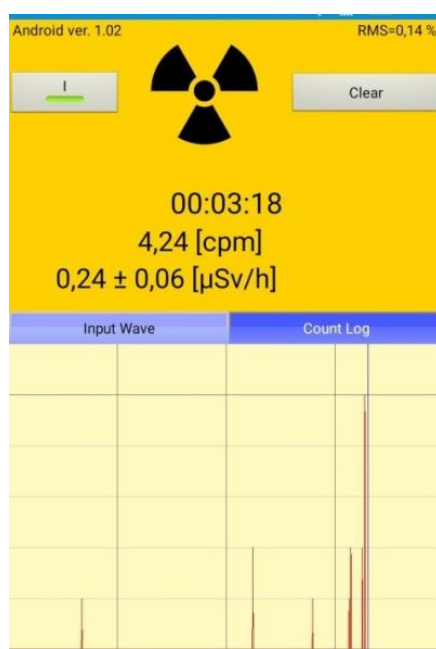


Рис. 3. Интерфейс мобильного приложения для дозиметра

При воздействии радиации счетчик вырабатывает импульс напряжения. На каждый из возникающих импульсов реагирует пьезодинамик. Таким образом, по изменению частоты щелчков в пьезодинамике можно судить о радиационной обстановке. Далее сигнал передаётся на смартфон, причем, если он работает на операционной системе Android, на него предварительно необходимо установить специальную программу для обработки данных, снимаемых с прибора. В

перспективе планируется создание оригинального программного обеспечения для портативного дозиметра на базе операционной системы Android, а также проведение тарировки данного прибора.

Синхронизация дозиметра и смартфона осуществляется посредством кабеля дозиметра с 3,5 мм 4-контактным разъёмом mini-jack для наушников в соответствующем гнезде смартфона. Простейший интерфейс адаптированной программы для гаджета позволяет без лишних привязок наблюдать фактический радиационный фон измеряемого объекта или помещения в виде однозначного числа, а именно – наблюдать за экспозиционной дозой ионизирующего излучения, измеряемой в микрозивертах в час [мкрЗв/ч , $\mu\text{Sv/h}$]. Для управления процессом в функциях приложения присутствует виртуальная кнопка старта измерения и сброса показаний.

Полученный модернизированный прибор является конкурентоспособным. Применение качественных радиоэлементов и соблюдение стандартов в процессе сборки увеличивает срок функционирования устройства.

Созданная в ходе модернизации возможность подключения портативного дозиметра к мобильному телефону значительно расширяет области применения данного прибора. На данный момент мобильное приложение позволяет получить данные о фактическом радиационном фоне. Но интернет-технологии не стоят на месте, и при желании возможна дальнейшая модернизация мобильного приложения, например, привязка к GPS, что позволит пользователю создавать собственные карты радиоактивного загрязнения той или иной местности.

Данный портативный дозиметр может быть рекомендован к производству и дальнейшему применению в учреждениях, связанных с мониторингом окружающей среды, а также среди широкой аудитории частных пользователей.

В процессе выполнения данной работы исследовательская её часть нашла отражение в статье [1].

Литература

1. Сухинин П.Э., Белянская Е.С. «Лабораторный стенд «Дозиметрический прибор» и методика изучения интенсивности ионизирующего излучения», Медицинские приборы и технологии: международный сборник научных статей / под ред. А. З. Гусейнова, Н. Л. Коржука, А. В. Прохорцова. Вып. 7. – Тула: Издательство ТулГУ. 2017, – 154 с.

ПРИМЕНЕНИЕ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА ПО ОДНОКАНАЛЬНОЙ ЗАПИСИ ЭКГ

Е.М. Талёб, В.А. Аль-Хайдри, Р.В. Исаков
Научный руководитель: д.т.н., профессор Л.Т. Сушкова

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

Последние два десятилетия ознаменовались значительными успехами в лечении ишемической болезни сердца (ИБС). Однако, вопросы диагностики возможных ранних проявлений этого заболевания, природы различных нарушений ритма, в первую очередь, на превентивном этапе, до сих пор остаются нерешенными. Поэтому важной задачей является своевременная ранняя диагностика электрической нестабильности миокарда, ее последующая коррекция (лечение) и профилактика. Широкая распространенность и большая социальная значимость ишемической болезни сердца (ИБС) обуславливают необходимость её своевременной ранней диагностики [1].

Раннее выявление ишемии, а также обнаружение ее у больных с бессимптомным (скрытым течением ИБС) может принести больному ощутимую пользу. Хорошо известно, что у довольно значительного числа пациентов, страдающих ИБС, даже при углубленном опросе специфических субъективных признаков ее выявить не удастся или они носят атипичный характер [2].

Впервые спектральный анализ кардиосигналов был предложен Cain M. et al (1984). Авторы применили быстрое преобразование Фурье с разложением сигнала ЭКГ на составные синусоиды с различной частотой и амплитудой, что позволило оценить спектральную плотность мощности составляющих кардиосигнала [3].

Спектральный анализ, позволяет оценивать изменения амплитудно-частотных характеристик определенного участка кардиосигнала [4]. Наиболее часто для спектрального анализа используется быстрое преобразование Фурье (FFT), с помощью которого сигнал можно разложить на составляющие его колебания различной частоты и амплитуды.

Как известно, усредненный кардиоцикл (УКЦ) является образом ЭКГ, несущим в себе информацию обо всем регистрируемом сигнале и при этом не требует большого объема памяти. Поэтому в качестве входного сигнала был использован УКЦ первого отведения длительностью 0.71с с частотой дискретизации 1000 Гц [6]. Выбор УКЦ в качестве входной информации вместо целого ЭКГ-сигнала обусловлен отсутствием в литературе точных данных по выбору длины ЭКГ. Для формирования УКЦ была проведена

процедура сегментации ЭКС на отдельные кардиоциклы одинаковой длительности, а затем усреднение наиболее похожих друг на друга реализаций.

В процессе исследования возможности спектрального анализа для классификации ЭКГ-сигнала были построены Фурье-спектры для каждого УКЦ. Причем количество информативных спектральных оценок (частот) было равно половине длины Фурье-преобразования (ФП). Однако, при выраженном НЧ спектре, как в случае с УКЦ, нецелесообразно использовать все спектральные оценки, т.к. часть полученной информации является избыточной. В связи с этим в данной работе было использовано только 250 из 355 возможных спектральных оценок. На рис. 1 приведены исходные УКЦ с ИБС и без неё (а, б) и их спектральные оценки (в, г).

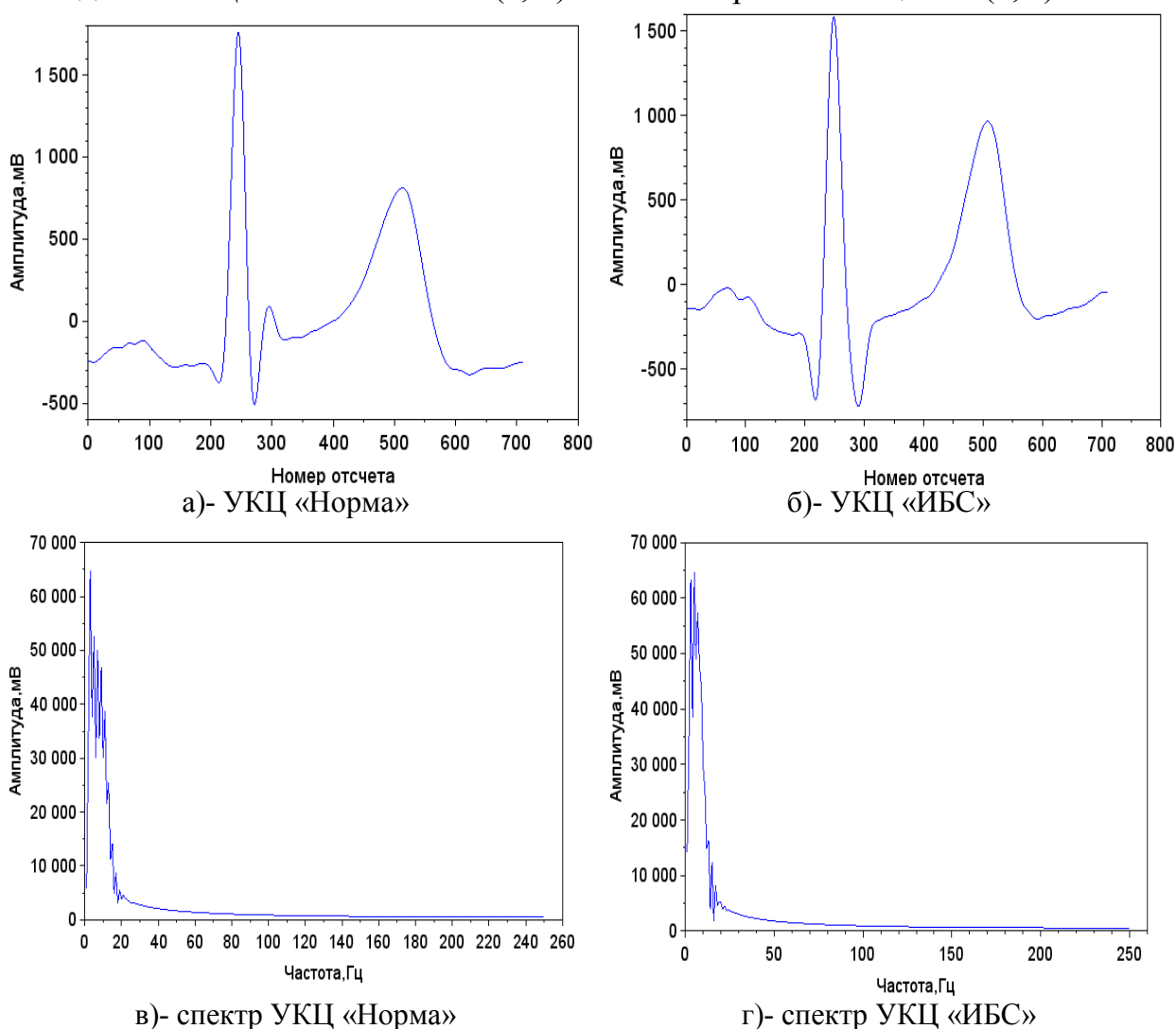


Рис.1. УКЦ и их Фурье-спектры: а - УКЦ «Норма», б - УКЦ «ИБС», в - ФП для УКЦ «Норма», г - ФП для УКЦ «ИБС»

Из рисунка видно, что, несмотря на схожую форму кардиоциклов пациентов с ИБС и без неё, спектральный состав имеет отличия в

низкочастотной области, что может послужить основой для исследования возможности его применения для решения задачи классификации ЭКГ-сигналов с точки зрения наличия или отсутствия ИБС.

Для каждой из полученных с помощью преобразования Фурье спектральных оценок, представляющих собой те информативные признаки наличия ИБС, которые подвергаются анализу на предмет эффективности их использования для дальнейшего распознавания патологий, была построена плотность вероятности (гистограмма частот) для двух классов: «норма» и «ИБС». В качестве примера на рис. 2 показаны распределения значений спектральной оценки частоты 52Гц УКЦ для случая наличия и отсутствия ИБС.

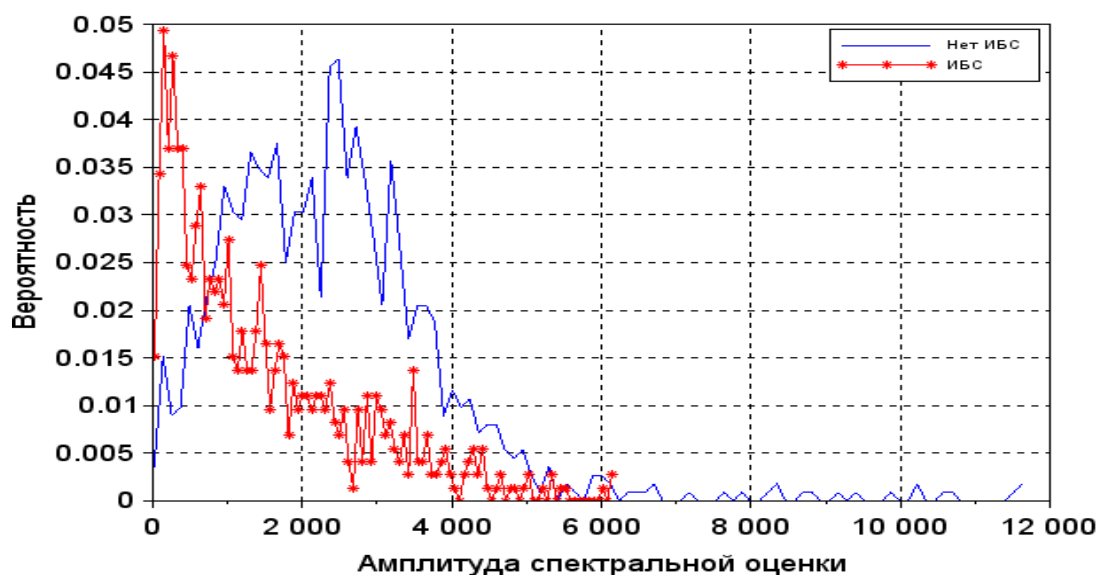


Рис. 2. Примеры распределения спектральных оценок УКЦ

Здесь видны две кривые, наложенные друг на друга в одной системе координат. Каждая кривая является гистограммой частот выбранного параметра (номера частотной оценки) для всех записей с ИБС и при её отсутствии. На рисунке 2 можно визуально заметить область пересечения данных кривых, показывающую зону неопределенности параметра (амплитуда спектральной оценки).

Таким образом, полученные результаты можно использовать для построения систем классификации функциональных состояний организма, определения заболеваний по электрокардиосигналу. Например, в системе телеметрического мониторинга CardioQVARK в качестве средства скринингового контроля больших групп населения.

Литература

1. Литвиненко Р.И., Шуленин С.Н., Куликов А.Н., Свеклина Т.С., Нагорный М.Б., Талантов С.В. Информативность различных методов диагностики преходящей ишемии миокарда у пациентов с подозрением на ишемическую болезнь сердца // Лечащий Врач. 2014. №10.С. 11-14.

2. Литвинова М.А. Анализ информативности различных методов диагностики ишемической болезни сердца. Журнал научных статей «здоровье и образование в XXI веке». – 2016. – Том 18, № 5. – С.241-245.

3. Латфуллин И.А., Ким З.Ф., Тептин Г.М., Мамедова Л.Э. ЭКГ высокого разрешения: от действительного к возможному. Российский кардиологический журнал. –2010. – №2.С. 29-34.

4. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход./ Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010. – 440с.

5. Исаков Р.В., Сунцова О.В. Построение типового кардиоцикла в системе CardioQVARK // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2015: материалы Всерос. молодеж. конф. / под ред. проф. Д. А. Усанова. – Саратов: Изд-во Саратовский источник, 2015.– 305 с.: ил. с.175-178 ISBN 978-5-91879-541.

6. Кардиомонитор CardioQVARK кардиограмма с помощью телефона. URL:<http://www.cardioqvark.ru/>

МОДЕЛЬ ВЫЖИВАЕМОСТИ ПАЦИЕНТОВ С СИНДРОМОМ СЛАБОСТИ СИНУСОВОГО УЗЛА ПОСЛЕ УСТАНОВЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРА

В.А. Токарева, Е.А. Бадыкова*, М.Р. Бадыков*
Научные руководители: д.м.н. Н.Ш. Загидуллин,
к.т.н., И.А. Лакман

*Уфимский государственный технический
авиационный университет, г. Уфа*

**Бакирский государственный медицинский университет, г. Уфа*

Основной причиной смертности в России и во всем мире (порядка 50%) на сегодняшний день является заболевание сердца и сосудов.

Одним из современных и эффективных методов лечения сердечнососудистых заболеваний, в том числе заболеваний связанных с синдромом слабости синусового узла (СССУ), является установка кардиостимулятора. Однако для врачей-кардиологов возникает вопрос в оценке среднего уровня выживаемости пациентов после проведения соответствующей операции по установке стимулятора. Поэтому удобным инструментом для принятия решения врачом о назначении профилактической терапии после установки кардиостимулятора является информационная поддержка, позволяющая оценить риск развития неблагоприятных событий, таких как повторный инсульт, инфаркт или смерть пациента в различной динамике.

В настоящее время существуют шкалы для оценки функций выживаемости, реализованные в виде программного обеспечения, направленные на больных с ишемической болезнью сердца (например, TIMI [1], GRACE [4], «Кардиориск» [5], [6]). Однако, во всех этих шкалах оценки риска, не учитывается текущие различия в диагнозах, поэтому, например, существует необходимость разработки отдельной информационной поддержки в оценке риска неблагоприятных событий для больных с СССУ. Они занимают немаленькую долю среди больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями, качество жизни которых улучшается только после установки кардиостимулятора.

На первом этапе разработки информационной поддержки в оценке риска неблагоприятных событий для больных с синдромом ССУ строится модель, служащая основой для расчета рисков и учитывающая различные значения предикторов такого риска, в частности режим стимуляции. Инструментом, позволяющим оценить вероятность наступления критических событий (в рассматриваемом случае – смерти) в определенный период, является анализ выживаемости.

Исходными данными для построения моделей являются обследования 610 пациентов с установленным синдромом ССУ, пассивное наблюдение за которыми проводилось с 2009 по 2017 года. Для анализа выживаемости рассматривались данные по тем пациентам, наблюдение за которыми составляло более 4 лет (48 месяцев). После обработки имеющихся данных осталось 226 пациента. Была получена переменная периода жизни, рассчитанная в месяцах, как разница между временем произошедшего события (смерти), и временем установки кардиостимулятора, была сформирована цензурированная переменная и переменные предикторы – режимы стимуляции кардиостимулятором (А, D и R). В качестве контрольных переменных, оказывающих всегда влияние на выживаемость пациента, рассматривали наличие инфаркта миокарда (ИМ) в анамнезе и возраст пациента.

Для выявления предикторов риска смерти в определенный период строятся графики функций выживаемости, оцененные методом Каплана-Майера [3]. Данный подход позволил графически проанализировать, есть ли различие функций выживаемости для разных групп пациентов с СССУ, сгруппированных для значений режимов стимуляции (А, D и R). Основной задачей было построение непараметрической модели пропорциональных рисков Кокса [2], которая имеет вид

$$\lambda(t | x_i) = \lambda_0(t) e^{\beta_1 z_1 + \dots + \beta_n z_n}.$$

Здесь $\lambda(t|x_i)$ – риск выживания в период t при условии различных значений факторов влияния x_i ; λ_0 – базовая (средняя) функция риска, которая измеряет риск смерти для индивидуума при $x_i=0$. Оценка коэффициентов β_i модели Кокса находится с помощью метода максимального правдоподобия. Считается, что допустимой ошибкой

отклонения нулевой гипотезы о равенстве нулю коэффициента при предикторной переменной является значение 0,05.

На рисунке изображены функции выживаемости в период до 4 лет больных с СССУ при различных режимах стимуляции – А, D и R. Анализируя график, можно сказать, что режим стимуляции имеет влияние на вероятность наступления смерти. В результате построения модели Кокса, было получено, что только режим стимуляции А является достоверным предиктором, снижающим вероятность умереть больному с СССУ в период 4 лет после установки стимулятора. Модель имеет вид

$$\lambda(t | x_i) = \lambda_0(t) e^{0,056 \cdot \text{Возраст} + 1,45 \cdot \text{СД} + 0,99 \cdot \text{ИМ} - 0,89 \cdot \text{РежимА}}.$$

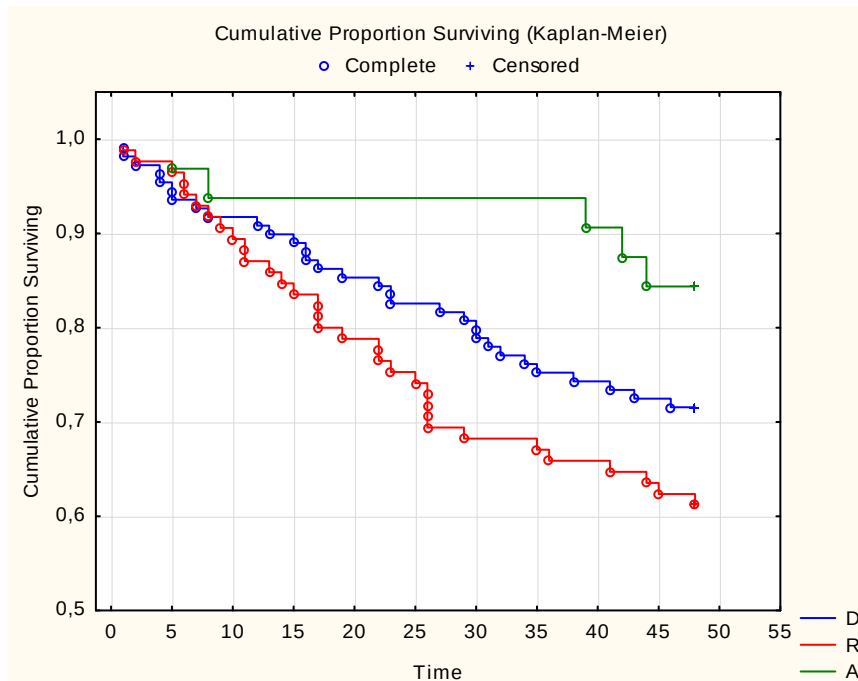


График функции Каплана-Майера в группе по режиму стимуляции

Заключение

Таким образом, на основании построенной модели, можно рассчитать мультипликаторы риска смерти больного с СССУ в период до 4 лет после установки кардиостимулятора по сравнению с базовым риском, при условии применения различных режимов водителя риска. Данная модель, наряду с другими разрабатываемыми моделями, будет являться основой для проектируемой информационной поддержки риска в оценке риска неблагоприятных событий для больных с синдромом слабости синусового узла.

Литература

1. Antman E.M., Cohen M., Bernink P. The TIMI Risk Score for Unstable Angina/Non-ST Elevation MI // JAMA, 2000; V. 284, No. 7: P. 835-842.
2. Cox D. R. Regression models and life-tables // J. R. Statist. Soc., 1972; V. 34, No. 2: P. 187–220.

3. Kaplan E. L., Meier P. Nonparametric estimation from incomplete observations. J. Am. Statist. Assoc., 1958; V. 53, No. 282: P. 457-481.

4. GRACE [Электронный ресурс] Режим доступа: URL: <http://www.gracescore.org/WebSite/default.aspx?ReturnUrl=%2f> (дата обращения: 10.12.2017)

5. Кашапов А.З., Гиндуллина Э.В., Лакман И.А., Хафизов Р.Р. Программное обеспечение расчета риска возникновения коронарных последствий. В сборнике: Intelligent Technologies for Information Processing and Management (ITIPM'2014) Proceedings of the 2nd International Conference. 2014. С. 82-87.

6. Травникова Е.О., Лакман И.А., Зубаирова И.Р., Суяргулова Д.Р., Загидуллин Б.И., Нагаев И.А., Зулкарнеев Р.Х., Загидуллин Ш.З., Загидуллин Н.Ш. Частота сердечных сокращений как фактор сердечно-сосудистого риска у больных с острым коронарным синдромом Вестник Российской военно-медицинской академии. 2012. № 4 (40). С. 45-48.

ПОЛУЧЕНИЕ МОДИФИЦИРОВАННЫХ ПЕКТИНОВ, СВЯЗЫВАЮЩИХ АМИНОКИСЛОТЫ, МЕТОДОМ ДИНАМИЧЕСКОЙ КОМБИНАТОРНОЙ ХИМИИ

Д.А. Толстых, К.В. Кожихова, М.А. Миронов
Научный руководитель: д.х.н., профессор М.А. Миронов

*Уральский федеральный университет имени первого
Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург*

Динамическая комбинаторная химия (ДКХ) – направление комбинаторной химии, рассматривающее проведение обратимых конкурирующих реакция под термодинамическим контролем, подразумевающим получение наиболее термодинамически стабильных в данных условиях продуктов. Использование комбинаторного подхода по сравнению с традиционным органическим синтезом позволяет наблюдать за конкуренцией образования различных соединений во времени, конкуренцией за связывание различных шаблонных соединений, а также ускоряет процесс скрининга соединений на сродство к различным мишеням [1].

Получение динамических комбинаторных библиотек (ДКБ) с полимерным каркасом является альтернативным подходом по отношению к молекулярному импринтингу. При этом, ДКБ лучше защищены от ошибок узнавания, благодаря обратимости динамических ковалентных связей. С использованием данного метода получены аналоги нуклеиновых кислот на основе полипептидов, лектин-связывающие рецепторы с каркасом на

основе синтетических полимеров [2]. При этом, полисахариды ранее не были использованы в динамической комбинаторной химии. Наличие большого числа реакционно способных поверхностных функциональных групп, а также высокая биосовместимость обуславливают интерес для получения производных полисахаридов, обладающих повышенным сродством к определенным органическим соединениям.

В качестве полимерного каркаса для модификации был использован низкоэтерифицированный яблочный пектин со степенью замещения 39 % и молекулярной массой 40 кДа. Для последующего внедрения в структуру полисахарида динамических ковалентных связей пектин был модифицирован путем проведения гидразинолиза с образованием гидразида пектина.

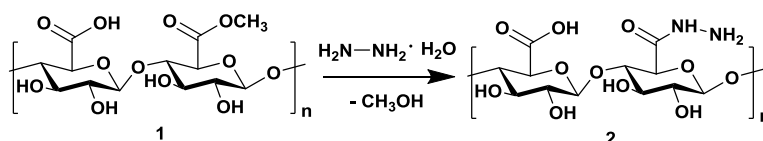


Рис.1. Получение гидразида пектина

Полученный гидрид пектина содержал 24 % мономеров гидразида галактуроновой кислоты и 76 % мономеров галактуроновой кислоты.

Для получения динамических комбинаторных библиотек была выбрана реакция образования ацилгидразонов, показавшая эффективность для получения соединений, обладающих повышенным сродством как к органическим, так и к неорганическим соединениям.

В качестве основы для самостоятельной сборки структур с повышенным сродством к вводимым шаблонам была получена преуравновешенная динамическая комбинаторная библиотека с пектиновым каркасом на основе продуктов взаимодействия пектина с пятью ароматическими альдегидами: 4-нитробензальдегидом, 4-хлорбензальдегидом, 3,4,5-триметоксибензальдегидом, 4-диметиламинобензальдегидом и 4-изопропилбензальдегидом. Соотношение модифицированных мономеров было определено путем анализа спектров ^1H ЯМР.

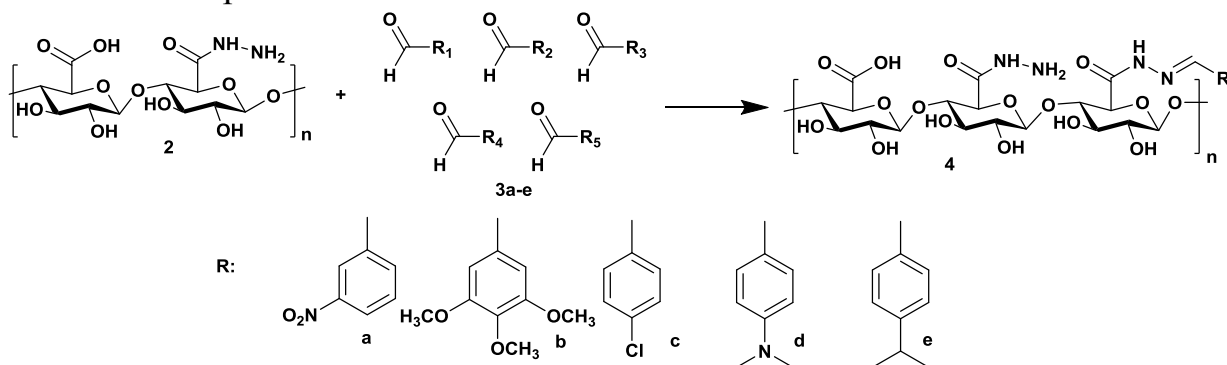


Рис. 2. Получение динамической комбинаторной библиотеки на основе пектина

Формирование структур с повышенным сродством к биогенным аминокислотам проводилось путем внедрения в предуравновешенную ДКБ N-защищенных производных аминокислот для предотвращения их участия в системе обратимых реакций образования иминных связей. Добавление шаблона в каждом из случаев приводило к перераспределению соотношения модифицированных мономеров, в соответствии с термодинамически наиболее стабильной структурой комплекса с введенным шаблоном. Соотношение мономеров галактуроноил гидразонов ароматических альдегидов в структуре модифицированного пектина представлено в таблице.

Соотношение модифицированных мономеров, %

Шаблон	4a	4b	4c	4d	4e
Предуравновешенная ДКБ	41	24	16	12	7
N-ацетил-L-гистидин	31	26	15	20	8
N-бензоил-L-глутаминовая кислота	50	21	13	10	5
N-тБОК-L-валин	48	24	14	6	7
L-пролин	37	26	15	11	11

Для предотвращения восстановления предуравновешенной ДКБ при удалении из системы шаблона была предложена методика восстановления обратимых C=N связей в структуре модифицированного пектина. Для решения этой задачи методика восстановительного метилирования цианборгидридом натрия в ацетонитриле была адаптирована для водных условий.

Для модифицированного пектина, проявляющего повышенное сродство к ацетилгистидину, была проведена оценка связывающей способности методом равновесного диализа с использованием реакции Паули для количественного определения несвязавшегося ацетилгистидина. Константа связывания шаблона была рассчитана как константа равновесия образования комплекса с шаблоном и составила $2,4 \cdot 10^4 \text{ M}^{-1}$.

Модификация полисахаридов с целью придания им сродства к органическим молекулам может быть использована для создания материалов для биосенсоров и таргетных носителей лекарственных средств. Предложенная стратегия позволила получить стабильные производные пектина, проявляющие повышенное сродство к биогенным аминокислотам. Для производного, проявляющего сродство к ацетилгистидину константа связывания составила $2,4 \cdot 10^4 \text{ M}^{-1}$.

Литература

1. Li, J., Nowak, P., Otto, S. Dynamic combinatorial libraries: from exploring molecular recognition to systems chemistry // *J. Am. Chem. Soc.* – 2013. – Vol. 135. – P. 9222-9239.
2. Mahon C.S., Jackson, A.W., Murray, B.S., Fulton D.A. Templating a polymer-scaffolded dynamic combinatorial library // *Chem. Commun.* – 2011. – Vol. 47. – P.7209-7211.

ТЕЛЕМЕДИЦИНА – ЭФФЕКТИВНЫЙ МЕТОД ОКАЗАНИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ ДЕРЕВЕНСКОМУ НАСЕЛЕНИЮ

Т.Ю. Ромашова

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

Вологодский государственный университет, г. Вологда

В данной работе рассмотрена такая проблема, как необходимость создания единой национальной сети, позволяющей использовать телемедицину, как способ связи между доктором и населением, живущей в деревнях, без необходимости пребывания последнего в условиях стационара. Данная проблема актуальна, ввиду сокращения количества фельдшерско-акушерских пунктов, частой нехватки койко-мест в лечебно-профилактических учреждениях, причиной чему является как рост численности населения при сохранении пропускной способности стационаров на старых уровнях. В век информационных технологий одним из путей решения этой проблемы может стать «телемедицина».

Доступность, качество и эффективность затрат являются основными вопросами, стоящими перед системой здравоохранения РФ. Современные информационные технологии произвели революцию не только в возможности поиска или обмена медицинской информацией, но и позволили проводить дистанционные консультации. 21 июля 2017 года Государственной Думой РФ был принят закон [1], официально разрешающий проводить врачебные консультации с использованием сети Интернет и телефона. Данный закон имеет огромный потенциал в области решения современных проблем здравоохранения, например таких, как оказание своевременной медицинской помощи населению, живущему в отдаленных от лечебных учреждений деревнях.

Вышеприведенное изложение подтверждает актуальность данного направления.

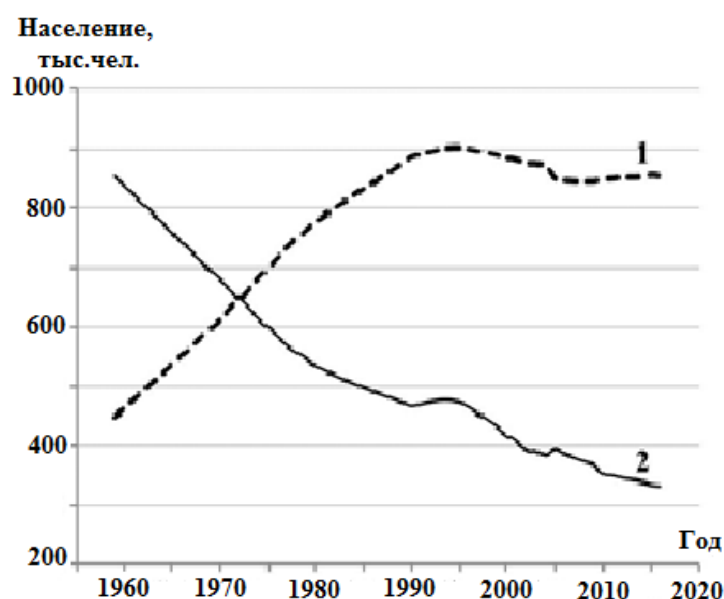
В связи с этим целью настоящей работы является решение проблемы своевременной диагностики заболеваний и оказания медицинской помощи деревенскому населению.

Для достижения данной цели необходимо решить следующие задачи:

- найти способ проведения диагностики при отсутствии узкопрофильных специалистов;
- определить есть ли возможность проводить диагностику без выезда пациентов в крупные населенные пункты;
- оценить скорость обработки результатов диагностики для установления возможного заболевания и назначения соответствующего лечения.

Рассмотрим график динамики численности городского и сельского населения Вологодской области, начиная с 1959 и по 2016 год. На графике, представленном на рисунке, видна устойчивая тенденция снижения доли сельского населения и увеличение численности городского населения.

Общее количество сельских населенных пунктов в стране превышает 150 тысяч. Однако в результате последней Всероссийской переписи населения было выявлено, что 12,7% сельских населенных пунктов на тот момент были не заселены. Наибольшее количество незаселенных сельских населенных пунктов было обнаружено в Северо-Западном Федеральном округе – заброшенными оказалась пятая часть всех деревень (5920), из них на долю Вологодской области пришлось 2131 заброшенная деревня.



Динамика численности городского и сельского населения Вологодской области (1 – городское население, 2 – сельское население)

Одна из причин опустения деревень – отсутствие необходимой медицинской помощи, ввиду недостатка в деревнях высококвалифицированных специалистов узкого профиля, невозможности своевременного принятия решения о необходимости госпитализации, невозможности жителей добраться до лечебно-профилактических учреждений более крупных населенных пунктов.

Рассмотрим одно из направлений информационной медицины – дистанционную диагностику или теледиагностику.

Регистрация «на местах» может производиться средним медперсоналом или врачами непрофильной специализации. Рассмотрим некоторые возможные способы теледиагностики.

Больные сахарным диабетом требуют особого внимания, контроля и своевременного назначения лечения. Передача данных о содержании сахара в крови может осуществляться следующим образом. Пациент, измеряет уровень сахара с помощью глюкометра. Затем эти данные (например, за

неделю) заносятся в таблицу и отправляются в лечебно-профилактические учреждения (ЛПУ). Где врач может проконтролировать эффективность выбранного способа поддержания сахара или при ухудшении состояния выявить необходимость других методов.

Как известно, смертность от заболеваний сердечно сосудистой системы достаточно велика, особенно если нет своевременного выявления и начала лечения этих болезней. Самым эффективным решением этой проблемы в деревнях является присутствие опытного кардиолога, но если это не возможно, то очень серьезную роль может сыграть возможность дистанционной передачи электрокардиограмм (ЭКГ).

Записи ЭКГ передаются в централизованную систему приема, архивации и анализа ЭКГ (ЦСАЭ) от всех кардиорегистраторов, работающих вне пределов ЛПУ по соответствующим каналам связи – сети Интернет или телефонным линиям. В качестве компьютерного модуля используется портативный компьютер. Все модули системы управляются программным обеспечением для регистрации, архивирования и анализа ЭКГ российского производства. Полученные записи обрабатываются врачом-кардиологом, и заключение передается на место регистрации ЭКГ.

Обратим внимание на статистику регистрации ЭКГ, переданной дистанционно в Вологодской области (в том числе от деревенского населения), более 7528 в 2014 году, 8491 в 2015 году, 8451 в 2016 году. Таким образом, ежегодно примерно у 10 тысяч человек своевременно выявляются заболевания сердечно - сосудистой системы и в последствие оказывается квалифицированная помощь от областных специалистов.

Таким образом, можно сделать следующие выводы о применении теледиагностики в условиях деревенской местности:

- достаточно одного представителя среднего медперсонала, обладающего минимальной компьютерной грамотностью;
- проведение диагностики возможно в самих деревнях. Из технического оборудования необходимы: ПК, с возможностью выхода в сеть Интернет или возможностью передачи информации по телефонным линиям, электрокардиографа, аппаратов для суточного (холтеровского) мониторингирования артериального давления и ЭКГ, глюкометра и др;
- главными преимуществами теледиагностики являются быстрота и простота получения информации, и как следствие постановка диагноза.

Литература

1. Российская Федерация. Законы. О внесении изменений в отдельные законодательные акты Российской Федерации по вопросам применения информационных технологий в сфере охраны здоровья [Электронный ресурс]: федер. закон : [принят Гос. Думой 21 июля 2017 г. : одобр. Советом федерации 25 Июля 2017 г.]. – режим доступа: <https://rg.ru/2017/08/04/zdorovie-dok.html>. – загл. с экрана.

ЭЛЕКТРОННЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ КАРТЫ В ЛЕЧЕБНЫХ УЧРЕЖДЕНИЯХ

С.Д. Шехурдина

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

Вологодский государственный университет, г. Вологда

В данной работе исследованы медицинские информационные системы в лечебных учреждениях, так как в последнее время все работники лечебно-профилактической сферы стремятся к максимальной компьютеризации. Актуальность статьи заключается в том, что бумажные носители в лечебных учреждениях требуют хранения в архивах, что приносит неудобство в поиске нужной информации из большого количества носителей и бумаги могут теряться, и поэтому в современном мире каждое лечебное учреждение должно иметь свою электронную базу данных пациентов и обеспечивать доступ к ним. Чтобы взаимодействовать с внешними системами, необходимо организовать интенсивную интеграцию секторов здравоохранения, и возникают соответствующие потребности в эффективном сотрудничестве и координации между больницами, лечащими врачами, центрами медицинского ухода, учреждениями сестринского ухода и амбулаторным лечением.

Автоматизированный обмен данными для информации о пациентах необходим между информационными системами во всех лечебных учреждениях. Еще нужно предусмотреть электронное архивное хранение данных в лечебных учреждениях. В некоторых аппаратах, таких как аппараты ЭКГ, аппараты ЭЭГ, устройства для проверки функции легких, измерительные станции сердечных катетеров, все еще существует необходимость в отдельных разработках. Вышеуказанное направление является актуальным. В связи с этим целью данной работы является создание электронной медицинской карты (ЭМК) и её использование в медицинских учреждениях.

Существенный шаг в направлении безбумажных лечебных учреждений представляет электронное архивное хранение данных. Бумажные архивы будут заменены электронными системами, содержащими документы, создаваемые компьютерами, или отсканированные бумажные отчеты.

В результате рекомендуется реализация автоматизированного обмена данными для такой информации между больничными информационными системами и системами во врачебной практике. Первые технические требования к электронным врачебным письмам и проект обмена их уже установлены. Электронные медицинские карты в России регулируются при помощи ГОСТ Р 52636-2006 «Электронная история болезни. Общие положения» [1].

В проекте электронных историй болезней разрабатываются возможности взаимодействия между больничными информационными системами и другими информационными системами поставщиков медицинских услуг с централизованной инфраструктурой медицинских карт. Целью этого является предоставление всем поставщикам медицинских услуг возможности загрузки любых значимых документов, созданных в процессе лечения пациента, а также подобной информации, такой как диагнозы, симптомы и процедуры, в межведомственную электронную медицинскую карту пациента без каких-либо сложностей. Также нужно обеспечить доступ к информации о пациенте для членов медицинского персонала, задействованных в медицинском уходе за пациентом, чтобы они могли получать важную информацию вовремя и в полном объеме.

Для взаимодействия с внешними системами больничная информационная система требует, с одной стороны, наличия модуля функциональной совместимости, осуществляющего технический обмен данными с внешними системами и компонентами сети медицинской информации, и, с другой стороны, нуждается в расширении внутренней функции интегрирования электронной почты, с тем чтобы пользователи смогли получать доступ к переданным документам и информации, вручную или автоматически подшивать их к соответствующим внутренним электронным медицинским картам пациентов.

Больничные информационные системы представляют ключевой фактор успеха для результативного управления больницей. Потенциальные преимущества весьма велики, однако эти преимущества доступны только при повсеместном применении данных информационных систем. В отношении технической архитектуры доступен выбор между целостными полными системами или неоднородными системами, которые состоят из нескольких систем.

По нашему мнению, общая схема создания электронной медицинской карты (ЭМК) и её использование в региональных лечебных учреждениях должны выглядеть, как показано на рисунке.

Как видно из рисунка, все данные о пациенте будут находиться в одной общей региональной системе. Соответственно, приходя в любое другое медицинское учреждение региона, пациент может не носить с собой свою карту – врачи возьмут всю информацию в электронной базе. Там будут отмечены все его болезни, а также препараты, которыми этот человек лечился.

При рассмотрении недостатков электронных медицинских карт мы выяснили, что все они решаемы. В случае отключения электропитания в лечебном учреждении ЭМК не станет абсолютно недоступной для просмотра, так как в лечебных учреждениях всегда есть запасной источник электропитания.



Общая схема использования ЭМК в региональных лечебных учреждениях

За безопасность данных пациенты могут не волноваться: у всех сотрудников больницы будет разный режим доступа к электронной базе и разные возможности. Все благодаря тому, что в системе выделены автоматизированные рабочие места. То есть в приемном отделении – свое рабочее место, а у врача – другое.

ЭМК не будет полностью уничтожена при неисправностях компьютера, так как она будет храниться в региональной базе.

Также необходимо будет обучать персонал работе с электронной документацией.

Таким образом, для реализации информационных систем в больницах требуется более скрупулезный подход, чем для многих других секторов. Это связано, прежде всего, с выполнением ключевых задач, а именно: непосредственное лечение и наблюдение больных, уход за ними, удовлетворение их потребностей, личный контакт и связь – они не должны быть нарушены вследствие применения систем обработки данных. Медицинские информационные системы представляют ключевой фактор успеха для результативного управления больницей. Потенциальные преимущества весьма велики, однако эти преимущества доступны только при создании ЭМК и ее повсеместном применении в лечебных учреждениях. В отношении технической архитектуры доступен выбор между целостными полными системами или неоднородными системами, которые состоят из нескольких систем. Так же весь медицинский персонал лечебно-профилактической сферы должен обладать определенной компьютерной грамотностью.

Литература

1. ГОСТ Р 52636-2006. Электронная история болезни. Общие положения. – Введ. 01.01.2008. – М.: Стандартинформ, 2007. – 16 с.

ИНТРАКАРДИАЛЬНАЯ РЕГУЛЯЦИЯ ПРОВОДИМОСТИ МИОКАРДА ИЗОЛИРОВАННОГО СЕРДЦА

Е.Е. Харьковская, А.А. Куликова, Р.Д. Катаев, О.В. Другова
Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Г.В. Осипов

*Нижегородский государственный университет
имени Н.И. Лобачевского, г. Н. Новгород*

В организме работа сердца находится под контролем регуляторных систем. В изолированном состоянии за счет такого свойства, как автоматизм, сердце также активно функционирует и способно отвечать на внешние воздействия изменением частоты и вариабельности ритма, силы сердечных сокращений и других показателей [1]. Одним из наиболее интересных и перспективных направлений в изучении сердца является явление механо-электрической обратной связи, в результате которой механические изменения в миокарде приводят к изменению в нем электрических процессов [2]. Изучение ответа сердца на прямое механическое воздействие может повлиять на решение вопросов лечения и сердечных заболеваний, и регуляции работы сердца. Осуществление данного механизма может происходить за счет деятельности механо-чувствительных ионных каналов, белков цитоскелета и компонентов экстрацеллюлярного матрикса [3-6].

В опытах Косицкого Г.И. на изолированных сердцах теплокровных животных было показано присутствие внутрисердечных периферических рефлексов, возникающих непосредственно в сердце, при воздействии на рецепторы, образованные интрамуральными афферентными нейронами. Возбуждение данных рецепторов возникало при растяжении предсердий. Результат такого внешнего воздействия выражался в возникновении положительных хронотропных и инотропных эффектов [7].

Цель нашей работы состояла в оценке проводимости миокарда в желудочке изолированного сердца крысы с помощью системы мультиэлектродных гибких матриц. Для этого сердца белых аутбредных крыс после наркотизации (изофлуран) животных и предварительного помещения в охлажденный раствор Кребса-Хензелейта (КХ, NaCl 118, KCl 4,7, CaCl₂ 2, MgSO₄ 1,2, KH₂PO₄ 1,2, NaHCO₃ 20, глюкоза 10 моль/л, pH=7,36) подвергались гравитационной ретроградной перфузии по методу Лангендорфа раствором КХ. Механическое растяжение правого предсердия в области синусового узла осуществлялось путем заполнения полости правого предсердия имплантатами из мягкого высокомолекулярного полиэтилена, не травмирующими ткани сердца. Протокол эксперимента включал период адаптации сердца к условиям перфузии в изолированном состоянии в течение 10 минут. Затем

следовала фаза механического воздействия продолжительностью от 5 минут в зависимости от способности сердца к активным сокращениям. Электрическая активность сердца регистрировалась с помощью системы гибких мультиэлектродных матриц (MEAFlex72, Multichannel systems, Germany). В качестве параметра оценки проводимости миокарда рассматривалась скорость проведения электрической волны по поверхности левого желудочка сердца.

В результате эксперимента было обнаружено, что проводимость миокарда изолированного сердца крысы при растяжении правого предсердия увеличивается в соответствии с положительными хронотропным и инотропным эффектами, что может косвенно свидетельствовать об адаптивном изменении работы некоторых ионных каналов кардиомиоцитов, влияющих на продолжительность процессов электрической перезарядки мембран.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках 17-02-00467.

Литература

1. Skrzypiec-Spring M., Grotthus B., Szelag A., Schulz R. Isolated heart perfusion according to Langendorff---still viable in the new millennium // J Pharmacol Toxicol Methods. 2007. Vol.55. №2 p: 113-126.
2. Камкин А.Г. Механоэлектрическая обратная связь в сердце : монография / А. Г. Камкин, В. Н. Ярыгин, И. С. Киселева. – М.: Натюрморт, 2003. – 351 с.
3. Teng J., Loukin S., Kung C. Mechanosensitive Ion Channels in Cardiovascular Physiology // Exp Clin Cardiol. 2014. Vol. 20. № 10. P. 6550–6560.
4. Inoue R., Jian Z., Kawarabayashi Y. Mechanosensitive trp channels in cardiovascular pathophysiology // Pharmacol Ther. 2009. Vol. 123. №. 3. P 371–385.
5. McCain M.L., Parker K.K. Mechanotransduction: the role of mechanical stress, myocyte shape, and cytoskeletal architecture on cardiac function // Pflugers Arch – Eur J Physiol. 2011. Vol. 462. P. 89–104.
6. Young J.L., Kretchmer K., Ondock M.G., Zambon A.C., Engler A.J. Mechanosensitive kinases regulate stiffness-induced cardiomyocyte maturation // Sci Rep. 2014. Vol. 4. P. 6425;
7. Косицкий Г.И. Аfferентные системы сердца. М.: Медицина, 1975. 207 с.

ПРИКЛАДНЫЕ АСПЕКТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ЭПИДЕМИЙ В СРЕДЕ ANYLOGIC

Н.Р. Хисамутдинова, Д.И. Тимбакова

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

Уфимский государственный авиационный технический университет, г.Уфа

В настоящее время эпидемические заболевания чрезвычайно распространены. Поэтому для предотвращения эпидемий необходимо тщательно изучать процесс их распространения, что можно осуществить при помощи инструментов имитационного моделирования.

Имитационное моделирование – метод исследования, позволяющий заменить реальную систему моделью, достаточно точно описывающей систему, поведение которой нужно изучить. Имитационная модель позволяет получить подробную статистику о различных аспектах функционирования системы в зависимости от входных данных. Системная динамика – это метод по изучению комплексных систем, которые подвержены изменениям с течением времени. При моделировании учитываются причинно-следственные взаимосвязи между элементами системы, особое внимание уделяется обратной связи между ними. При этом очень важным моментом является то, что модель не только должна воспроизводить поведение системы в реальных условиях, но делать это на основе тех же причин, которые существуют в реальности. Системная динамика главным образом используется в долгосрочных стратегических моделях и принимает высокий уровень абстракции. В сфере здравоохранения данное моделирование может принести существенную пользу [1].

Например, для создания модели распространения эпидемии гриппа можно использовать пакет прикладных программ AnyLogic. Цель построения модели – получение оперативного прогноза развития эпидемии при задании определенных параметров, таких как численность людей, инкубационный период, продолжительность заболевания и т.д. Для того чтобы можно было спроектировать эту модель, вначале создаются 4 накопителя – по одному на каждую стадию заболевания – и указываются связи между ними:

1. Susceptible – Восприимчивые к заражению люди, которые еще не были заражены вирусом.
2. Exposed – Люди, находящиеся в латентной стадии заражения (они уже заражены, но еще не могут заражать других).
3. Infectious – Люди в активной стадии заражения (они могут заражать других людей).

4. Recovered – Люди, которые приобрели иммунитет к данному заболеванию.

Пусть число людей будет равно 10 тыс. Переходы между всеми стадиями, кроме перехода из «Susceptible» в «Exposed», осуществляются по тайм-ауту. Они настраиваемы под каждый вид заболевания. Установим значения: средний инкубационный период 10 дней, средняя продолжительность заболевания 15 дней. Переход из состояния «Susceptible» в «Exposed» происходит в случае передачи заболевания от человека к человеку. При контакте заболевание может передаваться с определенной вероятностью, установим ее равной 1.25 [2].

Структура описанной модели изображена на рис. 1.

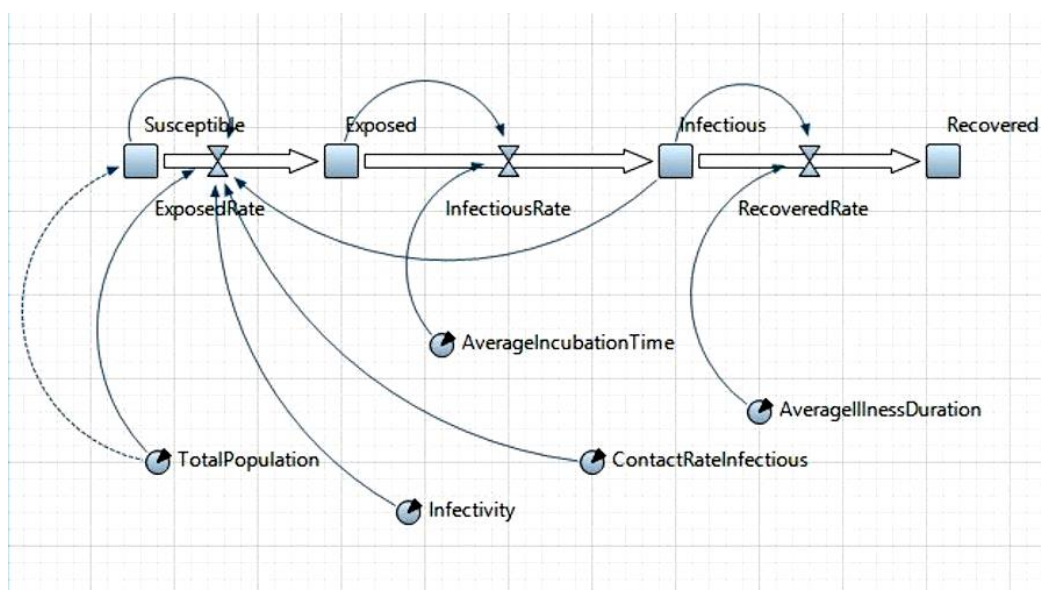


Рис. 1. Структура модели распространения эпидемии гриппа

При ее запуске мы получим отображение всех процессов на графике (рис. 2). Разработанная модель позволяет получить достаточно точный прогноз развития эпидемии. На динамику развития процессов влияют множество случайных факторов, приводящих к тому, что в общем случае мы наблюдаем случайный процесс распространения заболевания. Среда AnyLogic позволяет варьировать параметры, влияющие на динамику распространения, такие как количество контактов с другими людьми в день, возможные места пребывания человека (работа, школа, дом и т.д.). В случае пренебрежения ими есть вероятность получить ошибочные оценки ресурсов, необходимых для проведения противоэпидемических мероприятий [3]. Приведенная модель – один из примеров возможного применения имитационного моделирования в медицине. В настоящее время развитие сред разработки моделей и имитационного моделирования в целом позволяет как предугадать распространение болезней, так и спрогнозировать необходимые противоэпидемические мероприятия.

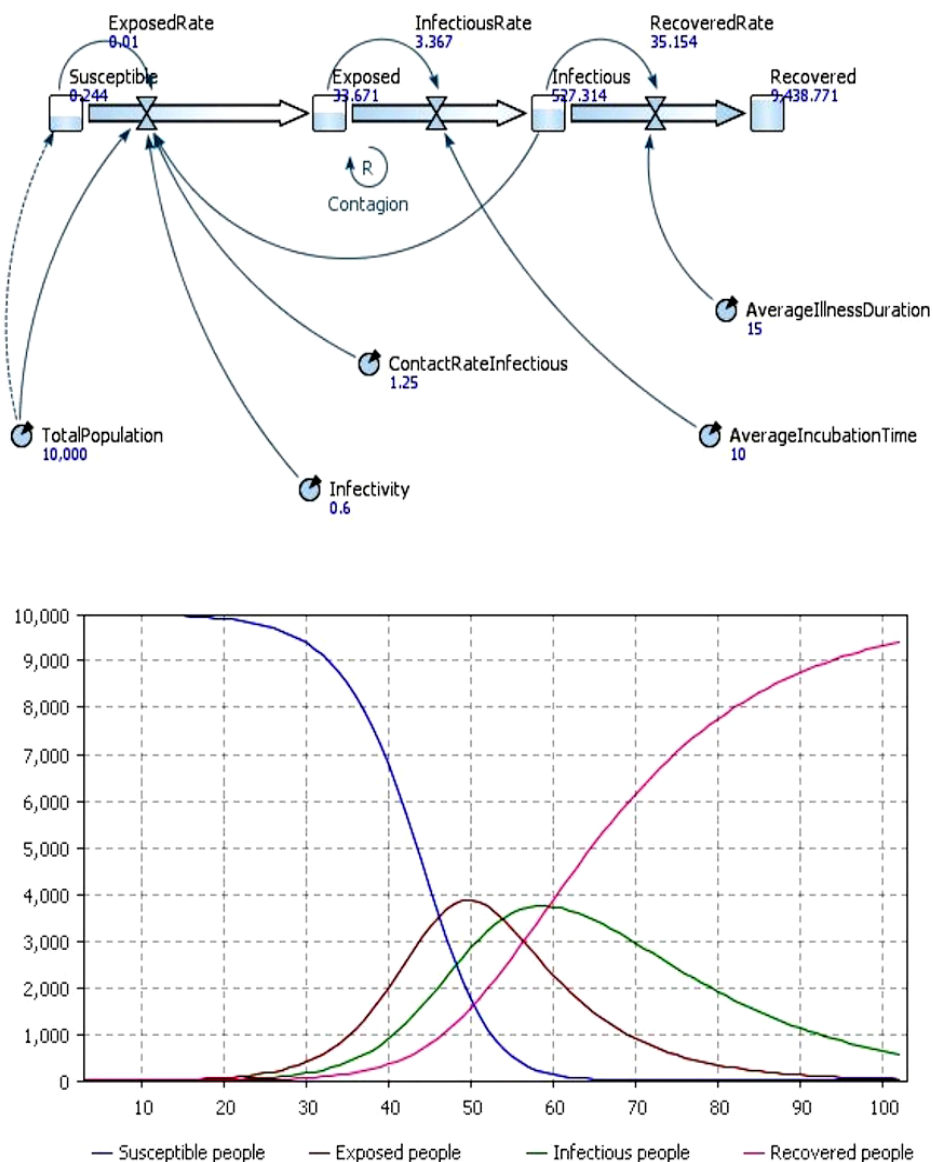


Рис. 2. Отображение развития эпидемии гриппа в конкретный момент времени

Литература

1. Карпов Ю.Г. Имитационное моделирование систем. Введение в моделирование с AnyLogic5. СПб.: БХВ-Петербург, 2005.
2. Григорьев И.К. AnyLogic за три дня: практическое пособие. М., 2017. 273 с.
3. Статическая модель эпидемического процесса / Бородулин А.И., Десятков Б.М., Шабанов А.Н., Ярыгин А.А. // Сибирский журнал индустриальной математики. 2007. Т. 10. № 2. С. 23-20.

СПОСОБ ПОСТРОЕНИЯ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСА

Н.Л. Коржук, А.В. Поляков¹, Р.П. Лазуткин, М.В. Четайкин²

Научные руководители: к.т.н., профессор Н.Л. Коржук,
к.б.н. А.Ф. Индюхин

Тульский государственный университет, г. Тула

¹ЗАО «АТРИУМ», г. Тула

²Тульское Суворовское военное училище, г. Тула

Для управления техническими системами человек чаще всего использует самый совершенный свой инструмент – руки, которые имеют массу степеней свободы и способны к тончайшим движениям. Но во многих случаях для управления не нужны тонкие движения, можно действовать ногами, голосом, движением глаз, напряжением отдельных мышц.

До сих пор не решена проблема нейроинтерфейса (англ. BCI) – управления «силой мысли», т.е. сигналом, снимаемым непосредственно с мозга. Имеющиеся в продаже игрушки, управляемые электродом, установленном на лбу играющего, на самом деле реагируют на сигнал от мимических мышц по принципу «больше-меньше».

Мозг человека содержит управляющие звенья тысяч функциональных систем [1], и выделить сигналы какой-либо одной – практически невыполнимая задача. Представляется, что ключом к ее решению является использование вербальной основы нашего мышления. Давно оставлены попытки отыскать слово в сигнале фоновой электроэнцефалограммы (ЭЭГ), но вызванная активность вполне может быть сопоставлена с мысленно произносимым словом или фразой.

Показано, что когнитивный вызванный потенциал Р300 имеет несколько составляющих, регистрируемых не только в теменных отведениях [2]. Если предположить, что некоторые из них соответствуют мысленно-вербальному обозначению произошедшего события, можно попытаться отыскать биоэлектрический эквивалент определенного слова. В пользу такого предположения говорят ранее проведенные эксперименты [3].

В нашей работе предпринята попытка построения по совокупности регистрируемых сигналов ЭЭГ с когнитивной нагрузкой обобщенного параметра, позволяющего различить две мысленные команды между собой.

В качестве такого параметра выбрано положение максимума вызванной биоэлектрической активности на горизонтальной проекции коры головного мозга в течение некоторого отрезка времени после подачи стимула.

В классическом виде вызванные потенциалы (ВП) не могут быть использованы в нейроинтерфейсе, поскольку предусматривают накопление ответов нервной системы при многократном повторении стимулов [4]. Известны способы выделения единичного отклика на основе подавления доминирующего ритма [5], причем в условиях проведенного эксперимента подавление обеспечивалось простым сглаживанием ввиду практически полной редукции альфа-ритма (рис. 1).



Рис. 1. Графики биоэлектрической активности в каудальных отведениях: а) фоновая активность; б) при когнитивной нагрузке. На графике б) дополнительно выведены импульсы с согласующего устройства, отмечающие моменты подачи вербального стимула

Первый импульс на рис. 1 б соответствует появлению на экране перед пациентом слова «вперед», второй – слова «назад».

Сигналы ЭЭГ после преобразования в цифровую форму поступают в компьютер с дискретностью 0,05 с. Рекуррентный фильтр подавляет доминирующий ритм (в нашем случае – высокочастотный), отделяя вызванную активность. Далее осуществляются математические расчеты. Задав координаты электродов на плоской проекции черепа, проводим последовательные сечения плоскости линией, перпендикулярной продольной оси симметрии. Находятся координаты точек пересечения секущей с линиями, соединяющими электроды между собой (четыре или шесть точек). Значения биопотенциалов для полученных точек определяются методом линейной интерполяции известных значений в точках регистрации. Методом криволинейной интерполяции по четырем или шести точкам строится кривая распределения потенциала в плоскости сечения.

На полученной кривой находится максимум. Его координаты определяются: первая – положением секущей, вторая – результатом поиска.

Операции повторяются для следующего положения секущей.

В результате «сканирования» выявляется максимум максимумов в текущий момент времени. Быстродействие компьютера позволяет проделать все операции до прихода следующего отсчета ЭЭГ.

В реальном времени на экран выводится точка, соответствующая положению максимума вызванной активности. Размеры точки возрастают пропорционально интервалу времени, прошедшему после стимула. На рис. 2 показаны точки, соответствующие интервалу времени 0,45 с после появления стимула.

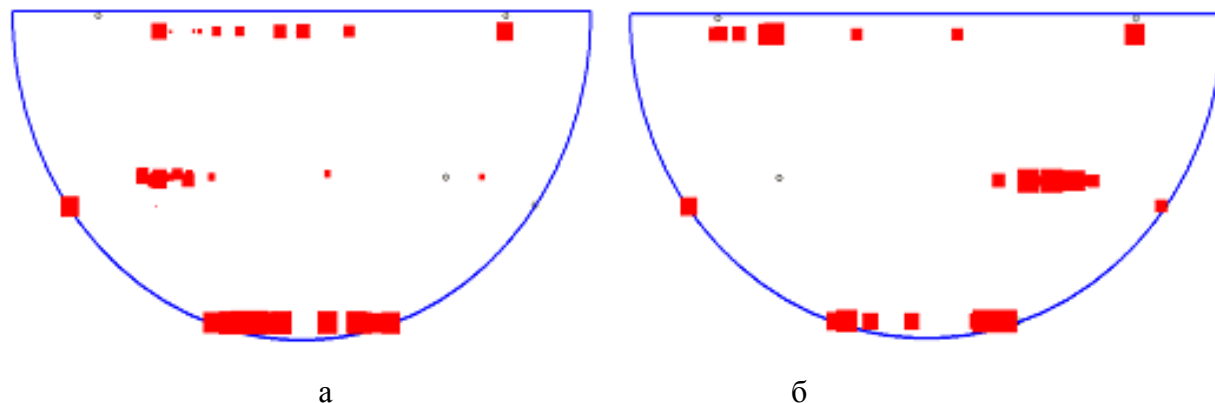


Рис. 2. Последовательные положения максимумов ВБА после предъявления пациенту стимула а) «вперед» и б) «назад»

Как видно из сравнения, два процесса имеют очевидные различия, но есть и общие признаки. Следует отметить, что текущее положение максимума располагается в разное время в зрительном центре (предъявление стимула визуально), области Вернике (понимание речи), моторной коре (мысленное проговаривание) и центре поддержания равновесия.

Предложенный способ построения последовательных точек с координатами максимумов вызванной биоэлектрической активности позволяет различить между собой, по крайней мере, две команды, и, таким образом, может быть положен в основу построения нейроинтерфейса.

Литература

1. Анохин П.К. Узловые вопросы теории функциональной системы. М.: Наука, 1980. – 196 с.
2. Рутман Э.М. Вызванные потенциалы в психологии и психофизиологии. М.: Наука, 1979. – 213 с.
3. Индюхин А.Ф. Обработка электроэнцефалографической информации фильтром с переменными параметрами: дис.... канд. биол. наук. – Тула, 2006.
4. Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1997. – 252 с.
5. Пат. РФ № 2502466. Способ диагностики вызванного потенциала мозга и устройство для его осуществления / Жеребцова В.А., Индюхин А.А., Коржук Н.Л., Хадарцев А.А., Индюхин А.Ф. от 16.12.2011 г.

РАДИАЦИОННО-ИНДУЦИРОВАННЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ МОРФОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СУХОПУТНОГО МОЛЛЮСКА ВИДА *BRADYBAENA FRUTICUM* В ЕСТЕСТВЕННОЙ СРЕДЕ ОБИТАНИЯ

Г.В. Лаврентьева^{1,2}, Р.Р. Шошина², Б.И. Сынзыныс²,
Ю.А. Кураченко³, И.В. Гешель³

¹КФ МГТУ имени Н.Э. Баумана, г. Калуга

²ИАТЭ НИЯУ МИФИ, г. Обнинск

³ВНИИРАЭ, г. Обнинск

Концепция радиационной безопасности предусматривает поиск методов и подходов для расчета уровней воздействия ИИ на компоненты биоты [1], необходимых для построения зависимостей «доза-эффект». Отмечается, что определение поглощённых доз облучения для наземных экосистем является одним из наиболее сложных этапов при оценке риска для представителей биоты природных экосистем [1,2].

Цель работы: выявить радиационно-индуцированные изменения морфофизиологических показателей сухопутного моллюска вида *Bradybaena fruticum*, обитающего на биотопе хранилища радиоактивных отходов.

Экспериментальной площадкой для исследований является территория расположения хранилища радиоактивных отходов (РАО), радиозэкологическая обстановка которой обусловлена загрязнением ⁹⁰Sr [3].

Пробоотбор почв осуществлялся на 42-х локальных участках методом конверта. Половозрелых моллюсков вида *Bradybaena fruticum* отбирали ручным сбором с растений (крапивы) и с почвы под растениями в количестве 25-30 особей с одного локального участка. Ввиду предпочтения в кормовой базе моллюсков кальцефильным растениям осуществлен пробоотбор крапивы. Определение содержания ⁹⁰Sr проводили с предварительным радиохимическим выделением искомого радионуклида в пробах почвы, растительности, раковинах моллюсков по стандартной методике на сцинтилляционном β-спектрометре “БЕТА-01С”. Для исключения влияния химического загрязнения на изучаемые показатели в почвах контролируемых локальных участков была определена концентрация тяжелых металлов (Ni, Zn, Mn, Cu, Pb, Co, Cd, Cr, Fe) методом атомной эмиссии с индуктивно связанной плазмой (ICP AES Varian Liberty). Выбран контрольный участок с удельной активностью ⁹⁰Sr в почве 20±3 Бк/кг и с однородной (по сравнению с почвами изучаемых локальных участков) концентрацией тяжелых металлов. Определение удельной активности ⁹⁰Sr и концентрации тяжелых металлов в каждой пробе осуществляли в трехкратной повторности.

Оценку мощности поглощенной дозы моллюска осуществляли методом Монте-Карло с использованием программы MCNP. При условии самооблучения от ^{90}Sr , депонированного в раковине организма и в мягком теле; облучения от ^{90}Sr в почве при обитании моллюска на поверхности почвы в вегетационный период (210 дней в году) и в почве в состоянии анабиоза (155 дней в году); облучение от ^{90}Sr содержащегося в растительности.

Определение морфометрических показателей моллюсков (высота и диаметр раковины) с помощью бинокулярного микроскопа марки Motik BA 310 (Motic China Group Co. Ltd.). Уровень белков – металлотионеинов (белков-МТ) в мягких тканях моллюсков определяли радиохимическим методом, основанным на замещении ионов металла, хелатированных в МТ радиоактивным ^{109}Cd . Статистическую обработку экспериментальных данных проводили с помощью программы R.

В рамках данной работы для выявления соответствия моллюска вида *Bradybaena fruticum* требованиям к референтным видам [1], оценены критерии, позволяющие рассчитать дозовые нагрузки (таблица).

Характеристика дозиметрической модели

Оценочные критерии	Реализуемые методом Монте-Карло сценарии облучения <i>Bradybaena fruticum</i>		
	Равномерное распределение изотопов по объему мягкой ткани и раковины	Облучение от изотопов, находящихся в почве	Облучение изотопами, накопленными крапивой (в вегетационный период)
Сравнительные формы и размеры	Моллюск - шар с диаметром 1 см; Раковина – сферический слой с толщиной $25 \cdot 10^{-4}$ см	Моллюск – шар с диаметром 1 см; Раковина – сферический слой с толщиной $25 \cdot 10^{-4}$ см	Моллюск –* шар с диаметром 1 см; Раковина – сферический слой с толщиной $25 \cdot 10^{-4}$ см
Геометрия всего тела/включение внутренних органов	Геометрия всего тела	Геометрия всего тела	Геометрия всего тела
Плотность и состав тела	Раковина, состав CaCO_3 , ρ 2,7 г/см ³ ; Мягкое тело, состав 4-х компонентная мягкая ткань ICRU, ρ 1 г/см ³	Раковина, состав CaCO_3 , ρ 2,7 г/см ³ ; Мягкое тело, состав 4-компонентная мягкая ткань ICRU, ρ 1 г/см ³	Раковина, состав CaCO_3 , ρ 2,7 г/см ³ ; Мягкое тело, состав 4-компонентная мягкая ткань ICRU, ρ 1 г/см ³
Геометрия окружающей среды	-	а) цилиндр с радиусом 10 см для ^{90}Sr и 14 см для ^{90}Y , высотой 6 см (^{90}Sr) и 8 см (^{90}Y). Выше	На высоте 10 см над поверхностью почвы**: а) источник представлен ^{90}Sr ,

		цилиндра – воздух. Объект находится в центре верхнего основания цилиндра; б) условия для п.а с учетом нахождения объекта на глубине 2-5 см (состояние анабиоза)	почва смоделирована как цилиндр радиусом 10 см, высотой 10 см; б) источник представлен ^{90}Y , почва смоделирована как цилиндр с радиусом 15 см, высотой 15 см; в) объем почвы, заключенный в цилиндр радиусом 20 см, высотой 20 см.
Возможность использования одинаковых геометрий более чем для одного случая***	+	+	+
Учет наружного покрова	+	+	+
Радионуклиды включенные в расчеты	$^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$	$^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$	$^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$
Временной интеграл, принимаемый в расчетах	год	год (210 дней – вегетационный период + 155 дней - анабиоз)	210 дней (вегетационный период)
Потенциальная экстраполяция моделей и данных на другую биоту	+	+	+
Распределение изотопов в объеме объекта*	Равномерное	Равномерное	Равномерное

* – введенный параметр

** – принимается во внимание, что максимальная заданная плотность растительности, при ее равномерном размещении в слое высотой 20 см значительно меньше плотности воздуха при н.у. Поэтому доза облучения в объекте формируется исключительно излучением радионуклида, находящегося в почве.

*** – - упрощение сложных геометрий путем допущения простых форм (включая шары, цилиндры или эллипсоиды) имеет преимущества как с математической точки зрения, так и с возможностью использования данных форм для представления других организмов [1].

Практически для всех результатов дисперсия $<0,01\%$. Для каждой из трех задач разыграно по 10^9 историй. На основании проведенных исследований установлено, что мощность поглощенной дозы облучения моллюска на изучаемой территории варьирует в диапазоне от $0,32 \pm 0,07$ до 76 ± 9 мГр/год. Выявлено достоверное изменение высоты раковины и уровня

белков-МТ в мягких телах *Bradybaena fruticum* в изучаемом диапазоне мощности поглощенной дозы. Установлено увеличение высоты раковины до $1,5 \pm 0,3$ см при возрастающей дозовой нагрузке до 37 ± 6 мГр/год. При дальнейшем повышении мощности дозы облучения до 76 ± 9 мГр/год наблюдалось снижение высоты раковины до $0,41 \pm 0,06$ см. Изменение уровня белков-МТ характеризуется дозозависимым участком (варьирует от 12 ± 2 до 27 ± 4 мкг/г) при мощностях доз $0,32 \pm 0,07$ – $42,3 \pm 5,8$ мГр/год и повышением показателя (от 27 ± 4 до 57 ± 9 мкг/г) в мягких телах *Bradybaena fruticum* при увеличении мощности дозы до 76 ± 9 мГр/год.

На основании разработанной дозиметрической модели определен диапазон мощности поглощенной дозы моллюском вида *Bradybaena fruticum*, обитающего на территории расположения хранилища РАО - от $0,32 \pm 0,07$ до 76 ± 9 мГр/год. В рамках данной дозовой нагрузки для моллюска установлено достоверное изменение высоты раковины и уровня белков-МТ в мягких телах организмов. Ввиду однородности загрязнения изучаемой территории тяжелыми металлами по отношению к контролю можно сделать вывод о возникновении радиационно-индуцированных эффектов.

Литература

1. ICRP Publication 108. Environmental protection: the concept and use of reference animals and plants. Ann. ICRP. – 2009. – Vol. 38. – P. 1 – 242
2. Каримуллина Э.М. Эколого-генетическая характеристика звездчатки злаковой и дремы белой из зоны Восточно-Уральского радиоактивного следа: дис. канд. биол. наук. 03.02.08 / Каримуллина Элина Миннуловна // Екатеринбург. – 2012. – 20 с.
3. Лаврентьева Г.В., Бахвалов А.В., Сынзыныс Б.И., Муллаярова Р.Р. Технология оценки экологического риска для сухопутной экосистемы в условиях хронического радиоактивного загрязнения // Проблемы анализа риска. 2012. – Т. 9. – № 5. – С. 30-43.

РАЗРАБОТКА БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ СОСУДОВ

А.В. Щербачев, Е.А. Бычков

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.А. Кудашов

Московский государственный технический университет
имени Н.Э. Баумана, г. Москва

Ежегодно в мире производится более 16 млрд инъекций [1]. Около 5% этих инъекций предназначены для иммунизации населения и еще 5% – для переливания крови и введения инъекционных контрацептивов. Оставшиеся

90% инъекций – для внутримышечного, внутрикожного или подкожного введения лекарственных средств. Хотя данные виды инъекций являются менее травматичными, чем внутривенные, техника их проведения достаточно сложна и требует наличия у доктора специальных навыков. В связи с этим необходимо создавать устройства, облегчающие прокалывание и помогающие врачу контролировать движение иглы.

Однако, при всей востребованности данной отрасли, существенных изменений за последние годы в ней не произошло. В наибольшей части проводимые исследования охватывают только конструкцию самого шприца или его отдельных частей.

Одной из наиболее значимых проблем является сильнейшая зависимость эффективности процедуры от уровня профессионализма медицинского работника, его усталости и видимости вен на момент проведения процедуры. Тому, как правильно сделать укол, посвящено не одно занятие в медучилище, студенты раз за разом отрабатывают правильную технику и даже мед. работник с существенным стажем не всегда может обеспечить абсолютную точность и стабильность проведения данной процедуры. Решением может послужить автоматизация процесса, гарантирующая необходимую высокую точность и надежность проведения инъекции [2].

Поэтому разработка приборов, позволяющих упростить и автоматизировать процесс пункции и катетеризации, является актуальной задачей в биомедицинской инженерии. Одной из главных частей в системы является блок визуализации, отвечающий за получение изображения запястья и автоматизированный поиск точки выполнения прокола.

Вследствие поглощения интенсивность падающей электромагнитной волны ослабляется при прохождении через среду. Кожа, сосуды и кровь относятся к классу сильно рассеивающих, или оптически мутных, биотканей. Наибольшей величиной проникновения через кожу обладает излучение в области терапевтического окна 600-950 нм [3].

Глубина проникновения излучения в ткани руки

λ , нм	600	650	700	750	800	850	900	950
l , мм	1.4	2.0	2.6	2.7	2.8	3.0	3.0	3.0

Одними из основных биологических поглотителей являются меланин и гемоглобин (HbO_2). Меланин является основным пигментом кожи и, безусловно, самым главным хромофором эпидермиса. Его коэффициент поглощения монотонно возрастает по всему видимому диапазону спектра с уменьшением длины волны. Гемоглобин преобладает в сосудистой ткани. Также необходимо отметить, что спектры поглощения стенки аорты и гемоглобина практически идентичны [4].

Для оксигемоглобина в артериальной крови и дезоксигемоглобина в венозной зависимости коэффициента поглощения μ_a от длины волны будут отличаться (рис. 1) [5].

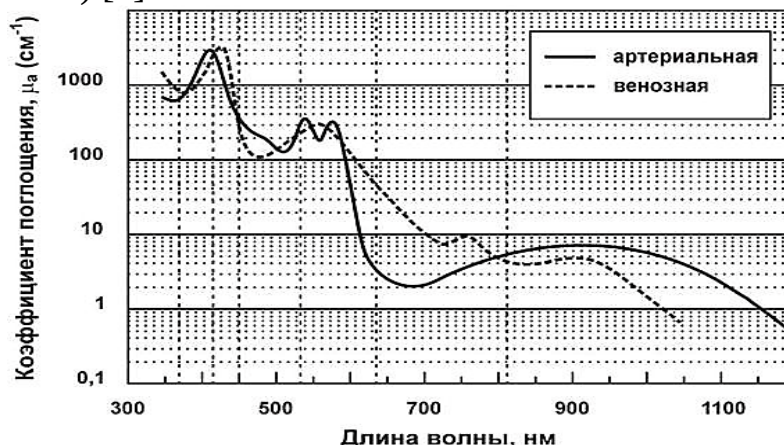


Рис. 1. Коэффициенты поглощения артериальной и венозной крови

Из графика выше видно, что сильное различие коэффициентов поглощения наблюдается на длинах волн от 550 до 700 нм и от 900 до 1000 нм. Причем в этом диапазоне большим поглощением отличается именно венозная кровь, что благоприятно сказывается на уровне контрастности получаемых изображений.

Таким образом, на основе анализа данных таблицы 1 и значений рисунка 1, можно говорить, что наиболее благоприятной длиной волны для максимально качественного обнаружения вен является 900 -1000 нм.

В разрабатываемой системе используется набор светодиодов ИК диапазона с длиной волны около 950 нм, совмещенный со специальной камерой, обладающей набором светофильтров видимого света (рис. 2).

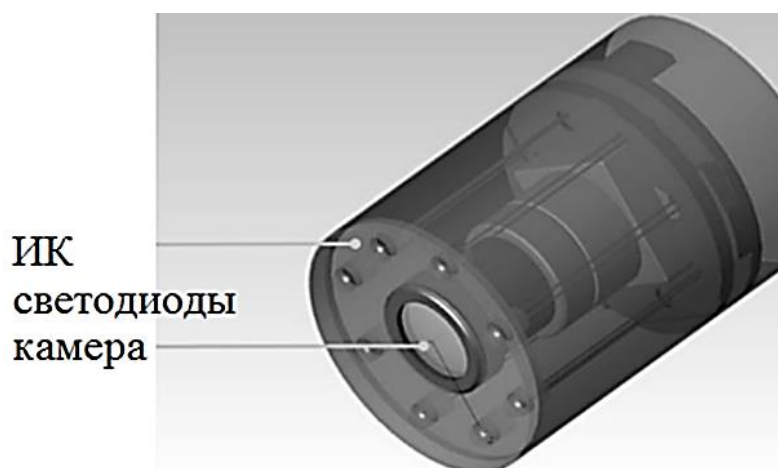


Рис. 2. Внешний вид рабочей части блока визуализации

Пример получаемого фото добровольца без предварительной обработки показан на рис. 3.



Рис. 3. Пример полученного изображения с ик-камеры

При помощи специального программного обеспечения выполняется обработка полученных данных. Она включает увеличение контраста, устранение пересветов изображения, сглаживание и динамический поиск центра сосуда.

Исходное изображение из-за точечного освещения и особенностей оптики получается малоконтрастным для данной задачи, поэтому одним из основных этапов обработки является увеличение контраста. Рассмотрим алгоритм повышения контраста, названный *эквализация гистограммы*. Метод эквализации основывается на гистограмме изображения – дискретной функции следующего вида:

$$f(x) = \frac{n_i}{n},$$

где: n_i – число пикселей с яркостью i ($i=0.....255$); n – общее количество пикселей. Функция $f(x)$ является отнормированной т.е. $0 \leq f(x) \leq 1$. По оси абсцисс откладываются значения яркости $0 \leq i \leq 255$, по оси ординат значения $0 \leq f(x) \leq 1$.

Метод эквализации позволяет увеличить диапазон яркости изображения, тем самым контрастность изображения увеличится и будет содержать большое количество полутонов. Необходимо преобразовать гистограмму таким образом, чтобы она принимала максимальный диапазон яркости. Для этого воспользуемся следующей формулой:

$$s_k = g(x_k) = \sum_{i=0}^k f(x_i) = \sum_{i=0}^k \frac{n_i}{n},$$

где: s_k – выходной пиксель; $f(x_i)$ – гистограмма.

Изображение, полученное после проведения обработки (рис. 4) содержит больше полезных для дальнейшего поиска сосуда деталей.

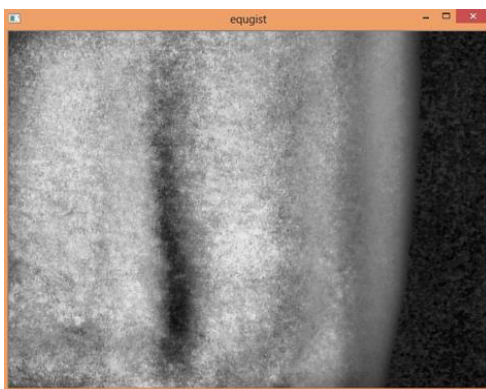


Рис. 3. Изображение с увеличением контрастности

Результаты всех этапов обработки приведены на рис. 5.

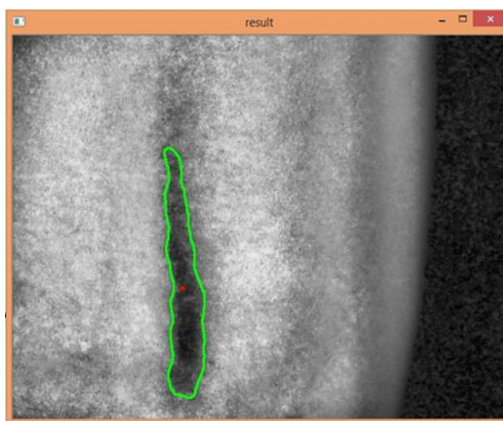


Рис. 5. Результат обработки изображения

После чего полученные координаты места выполнения прокола передаются в систему позиционирования.

Согласно проведенным экспериментам, точность поиска и корректного нахождения сосуда на данный момент составляет приблизительно 95%. Это позволяет говорить о пригодности данного метода для поиска неглубоких периферических вен. Проводя сравнение с ультразвуковыми исследованиями, можно говорить, что на характерных глубинах для залегания вен предплечья данный оптический метод проявляет себя лучше из-за большей точности обнаружения, бесконтактного исследования и автоматической работы.

Литература

1. Безопасность инъекций [Электронный ресурс] // Всемирная организация здравоохранения. Режим доступа: <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2015/injection-safety/ru/> (дата обращения: 25.10.2017)

2. Кострицина Г.К., Сафонова Е.М. Инновационные технологии в сестринской практике многопрофильной клиники// Бюллетень медицинских Интернет-конференций, 2014. Т. 4. № 10.

3. Диагностические крови, определяемые с помощью фотометрических методов [Электронный ресурс] // Российский медицинский информационный ресурс. Режим доступа: <http://www.rosmedic.ru/fotometricheskie-metodyi-/diagnosticheskie-pokaza.html> (дата обращения: 12.10.2017)

4. Сафонова Л. П. Спектрофотометрия в функциональной диагностике. – М.: Изд-во МГТУ им. Баумана, 2005. – 67 с.

5. Пушкарёва А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани- СПб: СПбГУ ИТМО, 2012. – 103 с.

ВЛИЯНИЕ МОДИФИЦИРУЮЩИХ ЭЛЕМЕНТОВ, ВКЛЮЧЕННЫХ В СОСТАВ ПОРОШКОВ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ, НА ХАРАКТЕРИСТИКИ ПЛАЗМЕННЫХ ПОКРЫТИЙ НА ИХ ОСНОВЕ

А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина
Научный руководитель: д.т.н., профессор А.В. Лясникова

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

В современной медицине для замещения утраченных органов и тканей применяют внутрикостные имплантаты. Имплантат изготавливается из компактного материала, чаще всего это титан, тантал или цирконий. Несмотря на биосовместимость данных металлов они не обладают биоактивными свойствами, что влияет на остеointеграционный потенциал имплантатов [1].

Одним из способов придания имплантатам биоактивных свойств является нанесение на их поверхность методом плазменного напыления покрытий на основе порошков кальцийфосфатов.

Для придания кальцийфосфатам особых свойств перспективным является модификация их структуры путем замещения такими металлами как магний, цинк, серебро, медь, барий, стронций. Выбор указанных элементов, в качестве замещающих основан на следующих свойствах металлов и порошков на их основе.

Степень замещения магния в порошках невелико (до 23 %), но он играет важную роль в биологической активности и взаимодействии между костно-минеральной составляющей кости и кальцийфосфатным покрытием эндопротеза за счет влияния на рост кристаллов, скорость их растворения,

химический состав поверхности, а также морфологию и механические свойства. Некоторые исследования показывают, что введение магния в структуру трикальцийфосфата влияет на его термостабильность и агломерационное поведение [2-6].

Серебро давно известно как дезинфицирующее средство, имеющее широкий спектр антимикробной активности и проявляющее низкую токсичность по отношению к живым клеткам. Имеются данные, что ионы серебра, легированные в структуру кальцийфосфатов, играют важную роль в предотвращении и минимизации адгезии бактерий [7, 8].

Выбор меди в качестве элемента для замещения также связан с приобретаемым замещенными кальцийфосфатами антибактериальным эффектом [9, 10].

Цинк является основным микроэлементом для пролиферации и дифференцировки остеобластов и обладает сильным селективным ингибирующим действием на остеокластическую костную резорбцию [11-16].

Ионы стронция и бария также могут замещать кальций в решетке апатитов. Стронций представляет интерес из-за его положительного влияния на формирование костной ткани и предотвращение костной резорбции. Также стронций- и барийзамещенные кальцийфосфаты приобрели интерес в последние годы из-за их высоких рентгеноконтрастных свойств. Введение стронцийзамещенного гидроксиапатита в костную ткань увеличивает ее минеральную плотность, что снижает риск переломов костей и улучшает механические характеристики костной ткани [17-19].

При этом замещенные кальцийфосфаты и покрытия на их основе сохраняют, а в некоторых случаях даже превосходят структурно-морфологические и медико-биологические характеристики материалов и покрытий на основе немодифицированных порошков.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта Президента для государственной поддержки молодых российских ученых РФ – докторов наук МД-1403.2017.8 и стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4, а также Гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Литература

1. Модифицированные гидроксиапатиты и нанокompозитные плазменные покрытия на их основе / А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, В.Н. Лясников. Саратов, 2016. 124 с.
2. Salma-Ancane K., Stipniece L., Putnins A., Berzina-Cimdina L. Development of Mg-containing porous β -tricalcium phosphate scaffolds for bone repair // *Ceramics International*. 2015. Vol.1. Is.3. Part B. PP. 4996-5004.

3. Zhang X., Takahashi T., Vecchio K.S. Development of bioresorbable Mg-substituted tricalcium phosphate scaffolds for bone tissue engineering // Mater. Sci. Eng, 2009. Vol. 29. PP. 2003-2010.

4. Cox S.C., Jamshidi P., Grover L.M., Mallick K.K. Preparation and Characterisation of Nanophase Sr, Mg, and Zn Substituted Hydroxyapatite by Aqueous Precipitation // Materials Science and Engineering. 2014. V. 35. P. 106-114.

5. Mishra V.K., Bhattacharjee B.N., Parkash O. et al. Mg-doped Hydroxyapatite Nanoplates for Biomedical Applications: A Surfactant Assisted Microwave Synthesis and Spectroscopic Investigations // J. Alloys and Compounds. 2014. V. 614. P. 283-288.

6. Kannan S., Ferreira J. Synthesis and thermal stability of hydroxyapatite- β -tricalcium phosphate composites with cosubstituted sodium, magnesium, and fluorine // Chem. Mater. 2006. Vol. 18 (1). PP. 198-203.

7. Tricalcium Phosphate Ceramics Doped with Silver, Copper, Zinc, and Iron (III) Ions in Concentrations of Less Than 0.5 wt.% for Bone Tissue Regeneration / I.V. Fadeeva, M.R. Gafurov, I.A. Kiiaeva, S.B. Orlinskii, L.M. Kuznetsova, Ya.Yu. Filippov, A.S. Fomin, G.A. Davydova, I.I. Selezneva, S.M. Barinov // BioNanoScience 2017. – Vol.7. №2. – P. 434-438.

8. V. Stanic, D. Janackovic, S. Dimitrijevic, S.B. Tanaskovic, M. Mitrica, M.S. Pavlovic, A. Krstic, D. Jovanovic, S. Raicevic, Appl. Surf. Sci., 2011, 257, 4510-4518.

9. Copper Substituted Hydroxyapatite And Fluorapatite: Synthesis, Characterization And Antimicrobial Properties / S. Shanmugam, B. Gopal // Ceramics International, 2014. Vol.40. Iss. 10. Part A. P. 15655-15662.

10. Antimicrobial activity and biocompatibility of Ag^+ - and Cu^{2+} -doped biphasic hydroxyapatite/ α -tricalcium phosphate obtained from hydrothermally synthesized Ag^+ - and Cu^{2+} -doped hydroxyapatite / Z. Radovanovic, B. Jokic, D. Veljovic, S. Dimitrijevic, V. Kojic, R. Petrovic, D. Janackovi // Applied Surface Science, 2014, Vol. 307. P. 513-519.

11. Фадеева И.В. Цинк и серебросодержащие гидроксиапатиты: синтез и свойства / И.В. Фадеева, Н.В. Бакунова, В.С. Комлев, Л. Медвецкий, А.С. Фомин, А.Н. Гурин, С.М. Баринов // Доклады академии наук, 2012. Т. 442. № 6. – С. 780-783.

12. Stanic V., Dimitrijevic S., Antic-Stankovic J., Mitric M., Jokic B., Plecas I., Raicevic S. / Synthesis, characterization and antimicrobial activity of copper and zinc-doped hydroxyapatite nanopowders. Appl Surf Sci. 2010. – Vol. 256. P. 6083–9.

13. Pina S. Brushite-Forming Mg-, Zn- and Sr-Substituted Bone Cements for Clinical Applications / S. Pina, J.F. Ferreira // Materials. – 2010. Vol. 3(1). – P. 519-535.

14. Wahida M. Effect of several calcination temperature on different concentration zinc substituted calcium phosphate ceramics / M. Wahida, K.

Hyieb, C.M. Mardziah, N.R. Nik Roselina // Mohamad Firdaus Abdul Wahid et al. // Jurnal Teknologi (Sciences & Engineering). – 2015. – Vol. 76, Iss. 10. – P.97-101.

15. Kishi S. Inhibitory effect of zinc compounds on osteoclast-like cell formation in mouse marrow cultures / S. Kishi, M. Yamaguchi // Biochem Pharmacol. – 1994. – Vol. 48. – P. 1225-1230.

16. Sogo Y., Ito A., Fukasawa K., Sakurai T., Ichinose N. Zinc containing hydroxyapatite ceramics to promote osteoblastic cell activity. Mater Sci Tech. 2004;20:1079–83.

17. M. Frasnelli, F. Cristofaro, V.M. Sglavo, S. Dire, E. Callone, R. Ceccato, G. Bruni, A.I. Cornaglia, L. Visai / Synthesis and characterization of strontium-substituted hydroxyapatite nanoparticles for bone regeneration // Materials Science and Engineering. Vol. 71, 2017, P. 653-662.

18. Osteogenesis effects of strontium-substituted hydroxyapatite coatings on true bone ceramic surfaces in vitro and in vivo / J. Li, L. Yang, X. Guo, W. Cui, S. Yang, J. Wang, Y. Qu, Z. Shao, S. Xu // Biomed Mater, 2017, Vol. 20. Iss. 13(1). P. 015018.

19. Kourkoumelis N. Osteoporosis and strontium-substituted hydroxyapatites // Annals of Translational Medicine. 2016. Vol. 4. S. 10.

ВЛИЯНИЕ ВОДОРОДА ПРИ ПРОНИКНОВЕНИИ СКВОЗЬ СИСТЕМУ «СТАЛЬ 12Х18Н10Т – ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫЙ ТИТАН»

В.Н. Лясников, А.Г. Тарасов, К.А. Маслова, В.А. Гомон
Научный руководитель: д.т.н., профессор В.Н. Лясников

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

Известно, что растворенный водород в металлах в значительной степени изменяет их физико-химические и механические свойства.

Способам борьбы с водородной хрупкостью металлов посвящено значительное количество работ, в том числе монографий, учебников и учебных пособий. Причем в большинстве работ изучаются вопросы защиты металлов от водорода, находящегося в газовой фазе в молекулярном состоянии [1-3].

В ряде изделий электронной техники, в аппаратуре управляемого термоядерного синтеза и т.д. водород находится в газовой фазе, не в молекулярном состоянии, а в атомарном состоянии или в виде ионов. При этом его концентрация в металлах, контактирующих с такой средой, на несколько порядков превышает равновесную. Причина этого явления заключается в том, что атомарный водород обладает избыточной

потенциальной энергией ~ 2 эВ, позволяющей ему с вероятностью, сравнимой с единицей, проникать в приповерхностные слои металла.

Процесс проникновения сквозь металлические мембраны молекулярного водорода включает последовательно стадии физической адсорбции и хемосорбции с предварительной диссоциацией его на атомы, затем растворение и диффузия в объеме материала. Вероятность каждой из этих стадий весьма мала. Поэтому и скорость насыщения металла неравновесным водородом на несколько порядков выше, чем молекулярным, что и приводит к аномально большим концентрациям водорода в металле.

Образцы для исследования были изготовлены из стали X18H10T толщиной 0,2 мм с плазмонапыленными слоями титана на входной стороне мембраны или на обеих сторонах. Толщина слоя титана 100 мкм. Напыление покрытия осуществляли на серийной автоматизированной установке камерного типа [2-4]. Основными функциональными узлами установки являются: 1. Камера электроплазменного напыления, внутри которой размещены механизмы перемещения плазмотрона и опываемой детали, источник питания, плазмотрон; 2. Источник питания плазмотрона; 3. Система порошковых питателей; 4. Блок автоматического управления процессом напыления; 5. Система охлаждения.

Дополнительно в комплект оборудования вводится система подогрева подложки при напылении и ультразвукового облучения напыляемых частей и напыленного покрытия.

Структурная схема установки электроплазменного напыления приведена на рис. 1.

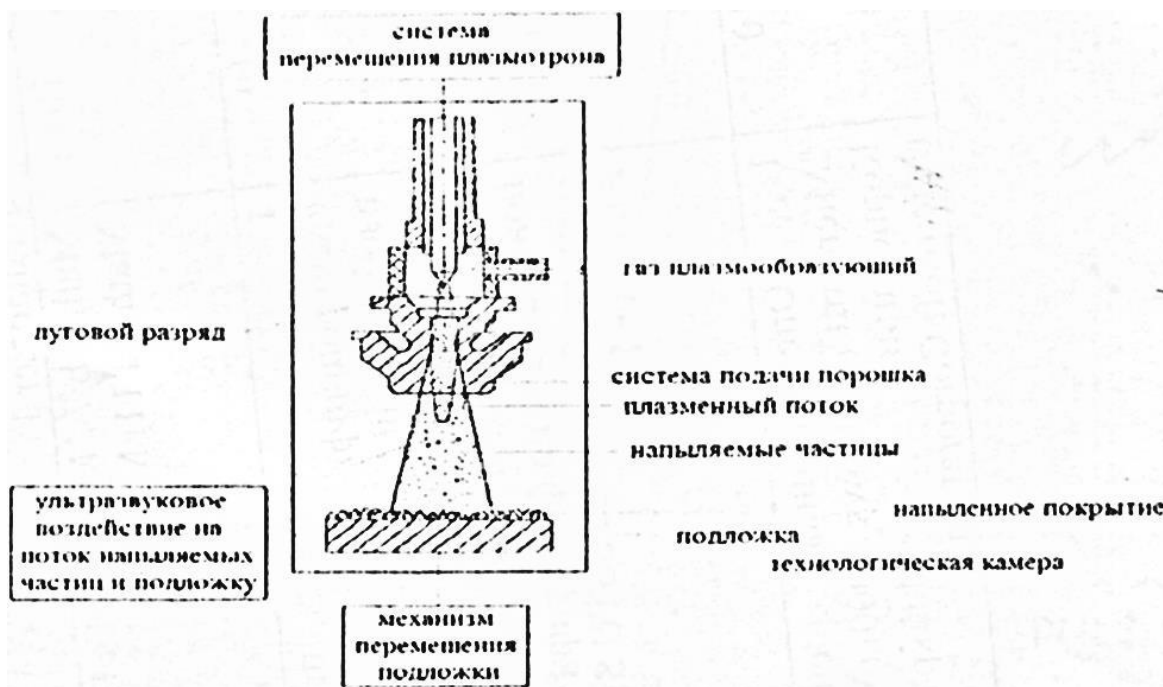


Рис. 1. Структурная схема электроплазменного напыления

Эксперименты по оценке проницаемости атомарного водорода выполняли при давлении 3.0 Па. Это давление, при котором поток водорода из молекулярной фазы сквозь образцы еще заметен, однако им ввиду малости по сравнению с потоком из атомарной фазы можно пренебречь. Поток атомов на поверхность при включенном атомизаторе составлял $\sim 10^{15}$ ат/(см²·с).

В результате исследований было установлено (рис. 2), что нанесение покрытий на любую из сторон образца снижает водородопроницаемость образца (мембраны) по отношению к молекулярному водороду примерно на порядок. Проницаемость атомарного водорода через подложку значительно выше, чем молекулярного. Было выведено, что у покрытий, нанесенных на выходную сторону образца, проницаемость атомарного водорода приблизительно на порядок выше. В случае покрытий, нанесенных на входную сторону образца, существенных отличий в проницаемости атомарного и молекулярного водорода не обнаружено. Проницаемость атомарного водорода в этом случае большего всего на 20%.

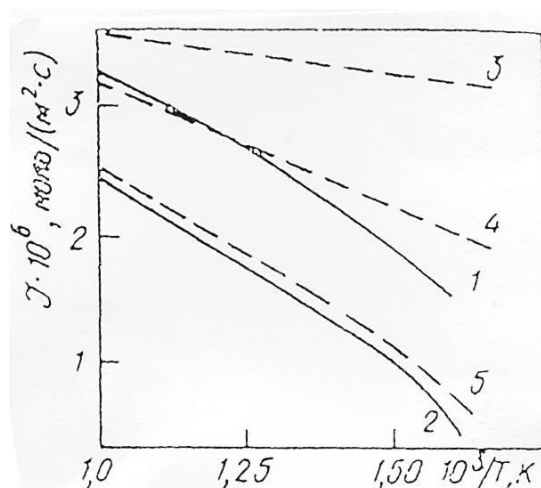


Рис. 2. Зависимость водородопроницаемости от температуры: 1, 2 – молекулярный водород (1- подложка из стали 12X18H10T без покрытия, 2 – подложка покрыта титаном с одной стороны); 3 – 5 – атомарный водород (3 – подложка без покрытия, 4 – покрытие на выходной стороне мембраны, 5 – покрытие на входной стороне мембраны)

Способность плазмонапыленного покрытия снижать поток из атомарной фазы можно объяснить влиянием его пористой структуры. Электронно-микроскопические исследования показывают (рис. 3), что покрытия имеют высокую открытую пористость. Размеры этих пор в сечении составляют от долей микрометра до десятков и более микрометров. Атомарный водород, сталкиваясь с поверхностью покрытия, сорбируется им с большой вероятностью. Однако при диффузии внутрь покрытия атомы выходят на поверхность пор и, очевидно, десорбируют в поры с ассоциацией, после чего мигрируют обратно в газовую фазу.

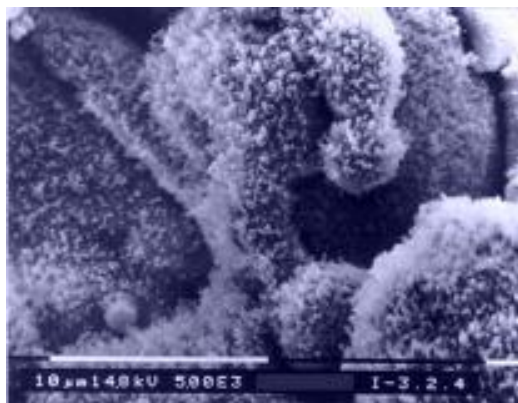


Рис. 3. Электронно-микроскопические исследования покрытия

Если учесть, что покрытие толщиной 150 мкм содержит несколько десятков слоев, разделенных большим количеством пор (пористость 30-40%), то понятно, что такой процесс более вероятен, чем транскристаллическая диффузия сквозь покрытие, особенно при высоких температурах, когда скорость десорбции велика. Точный расчет процесса дегазации в порах и откачки сделать трудно, однако, по грубым оценкам, исходящим из модели «сверхпроницаемости» компактных металлов и молекулярного режима течения по порам указанных размеров, природа материала, судя по всему, существенной роли не играет. Главным фактором, способствующим уменьшению потока из атомарной фазы сквозь металл (и содержания водорода в металле), является структура покрытия, т.е. наличие открытой пористости.

Таким образом, плазмонапыленные покрытия на входной поверхности образца служат эффективным способом уменьшения проникновения и поглощения металлом водорода, пребывающего в газовой фазе в атомарном состоянии.

Литература

1. Лясников В.Н. Свойства плазмонапыленных порошковых покрытий // Перспективные материалы. – 1995. – № 4. – С. 61.
2. Лясников В.Н, Протасова Н.В., Толмачев К.С. Плазмонапыленные материалы и покрытия. Свойства. Технология. Оборудование. Применение / В.Н. Лясников, Н.В. Протасова, К.С. Толмачев. – Саратов: СГТУ, 2012. – 489 с.
3. Лясников В.Н., Протасова Н.В. Плазменное напыление в электронике и биомедицинской технике / В.Н. Лясников, Н.В. Протасова. – Саратов: Сарат. гос. техни. ун-т, 2010. – 285 с.

СОВРЕМЕННОЕ ОБОРУДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННОГО ФОРМИРОВАНИЯ ПОРИСТО-ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ С ПРОГРАММИРУЕМЫМИ СВОЙСТВАМИ

Н.В. Протасова, А.Г. Тарасов, В.А. Гомон, Ж.А. Мырзагалиев
Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

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

Электроплазменные пористо-порошковые покрытия в настоящее время находят широкое применение в медицине, в производстве изделий электронной техники, приборостроении и т.д. [1-3]. Актуальной задачей создания таких покрытий является программируемое получение у них широкой гаммы функциональных и эксплуатационных свойств [4-7]. Решение этой проблемы возможно лишь при наличии соответствующего современного высокоэффективного автоматизированного электроплазменного напылительного оборудования.

Поэтому целью данной работы является анализ и обобщение существующего электроплазменного напылительного оборудования и выбор дальнейшего направления работ в этой области.

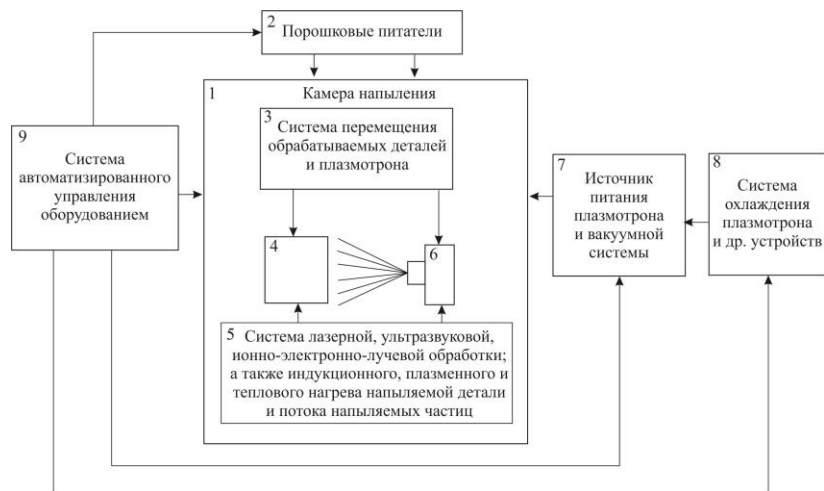
Известно, что кардинальное улучшение качества напыляемых покрытий достигается оптимизацией технологических режимов напыления в сочетании с дополнительным модифицирующим воздействием при формировании наноразмерных структур.

Это достигается с помощью [5, 8-10]:

1. Воздействия ультразвуковой обработки покрытия (механическая деформация).
2. Воздействия лазерной обработки покрытия.
3. Ионно-электронной лучевой обработки.
4. Индукционного нагрева.
5. Плазменного нагрева.
6. Теплового нагрева (резистивный, дуговой).

Технологический процесс формирования покрытия может осуществляться в окислительной, восстановительной или нейтральной среде, причем, давление газов может регулироваться от высокого вакуума до 10 атмосфер и выше. Такого рода энергетическое воздействие может осуществляться как в процессе напыления, так и в случае напыления покрытия.

Структурная схема плазменного напылительного оборудования с дополнительным энергетическим воздействием в процессе напыления и напыленного покрытия приведена на рисунке [1, 10].



Структурная схема оборудования для электроплазменного напыления порошковых материалов с дополнительным электротехнологическим (энергетическим) воздействием

Скомплектованное таким образом автоматизированное электроплазменное напылительное оборудование позволяет получать наноструктурированные (модифицированные) покрытия с прогнозируемой морфологией поверхности, размерами и формой пор, шероховатостью и другими функциональными и эксплуатационными свойствами. Качество напыляемых материалов определяется большим количеством технологических факторов, которые закладываются в программу системы автоматизированного управления (9). Соответствующие управляющие команды, которые поступают в так называемые режимные блоки: 7 (ток и напряжение дуги), 2 (расход и состав плазмообразующего газа), 5 (дополнительное энергетическое воздействие на напыляемый порошок и покрытие) и кинематические блоки: 4, 6 (дистанция, угол атаки при напылении, скорость перемещения плазмотрона и вращение напыляемой детали и др.).

При обработке технологии и создании программ управления оборудованием необходимо учитывать большое количество факторов, среди которых наиболее важными являются:

- параметры, связанные с источником нагрева напыляемых порошков (тип источника питания, его характеристики, потребляемая мощность, конструкция плазмотрона, вид и расход плазмообразующего газа и др.);
- параметры, определяющие процесс напыления (ток дуги, дистанция напыления, скорости относительного перемещения напыляемой детали и плазмотрона, атмосфера среды, в которой осуществляется напыление и др.);
- характеристика напыляемых материалов (состав порошка, его гранулометрический состав, сыпучесть, плотность и др.);
- характеристика напыляемой детали (тип материала, структурно-морфологические свойства поверхности, химический состав и др.).

В данном случае приведены обобщенные технологические параметры при формировании плазмонапыленных пористо-порошковых покрытий.

В результате выполненных исследований предложено процедура выбора и использования автоматизированного электроплазменного напылительного оборудования при получении покрытий с требуемыми свойствами.

Литература

1. Лясников В.Н., Протасова Н.В. Плазменное напыление в электронике и биомедицинской технике: учебное пособие для студентов; Министерство образования и науки РФ. Саратов: Саратовский государственный технический университет, 2010. – 285 с.
2. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Исследование возможности повышения функциональных характеристик биосовместимых покрытий медицинских имплантатов за счет изменения морфологии частиц порошков перед электроплазменным напылением / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Вестник СГТУ. – 2010. – № 3 (46). – С. 68-76.
3. Lyasnikova, A.V. Study of Structure of Bioceramic Coatings Obtained by Plasma Spraying of Hydroxyapatites of Synthetic and Biological Origins / V.N. Lyasnikov, A.V. Lyasnikova, A.V. Pivovarov, I.N. Antonov, V.A. Papshev // Biomedical Engineering. – Vol. 45. – № 4. – Pp. 119–127.
4. Фомин А.А., Штейнгауэр А.Б., Лясников В.Н. Биосовместимые наноструктурированные гидроксиапатитовые покрытия и технология их получения плазменно–индукционным напылением // Упрочняющие технологии и покрытия. 2011. №6. С. 35-42.
5. Biocomposite Plasma–Sprayed Coatings Based on Zinc–Substituted Hydroxyapatite: Structure, Properties and Prospects of Application/ A. V. Lyasnikova, O. A. Markelova, V. N. Lyasnikov, O. A. Dudareva/ Mechanics of Composite Materials, 2016, Vol. 51, Issue 6, pp. 801-804.
6. 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. Vol. 56, № 10. p. 1190-1197.
7. Лясников В.Н. Свойства плазмонапыленных порошковых покрытий // Перспективные материалы. 1995. № 4. С. 61.
8. Калганова С.Г., Лясников В.Н. Научные основы создания современных дентальных имплантатов с биоактивным покрытием // Новое в стоматологии. 1999. Т. 2. С. 24.
9. Лясников В.Н., Муктаров О.Д. Ионно-лучевая технология наноструктурированная гидроксиапатитовых плазмонапыленных покрытий // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2012. Т. 2. № 2 (66). С. 93–97.
10. Лясников В.Н, Протасова Н.В., Толмачев К.С. Плазмонапыленные материалы и покрытия. Свойства. Технология. Оборудование. Применение. – Саратов: СГТУ, 2012. – 489 с.

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Т.С. Удовик, В.М. Таран

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

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

Структурно-функциональная схема автоматизированного технологического комплекса (АТК) для обработки детали эндопротеза штифта пястно-фалангового сустава методом плазменного напыления представлена на рис. 1.

Данный автоматизированный технологический комплекс позволяет произвести напыление на штифт эндопротеза и провести контроль покрытия без участия человека.

Автоматизированный технологический комплекс (АТК) состоит из: манипулятора захвата (МЗ), манипулятора крышки (МК), манипулятора видеокамеры (МВ), технологическая установка для напыления (ПУ), твердомер, микроскоп АГПМ-6М, БЕТ-метод, стол для деталей, компьютерная система управления (ЭВМ).

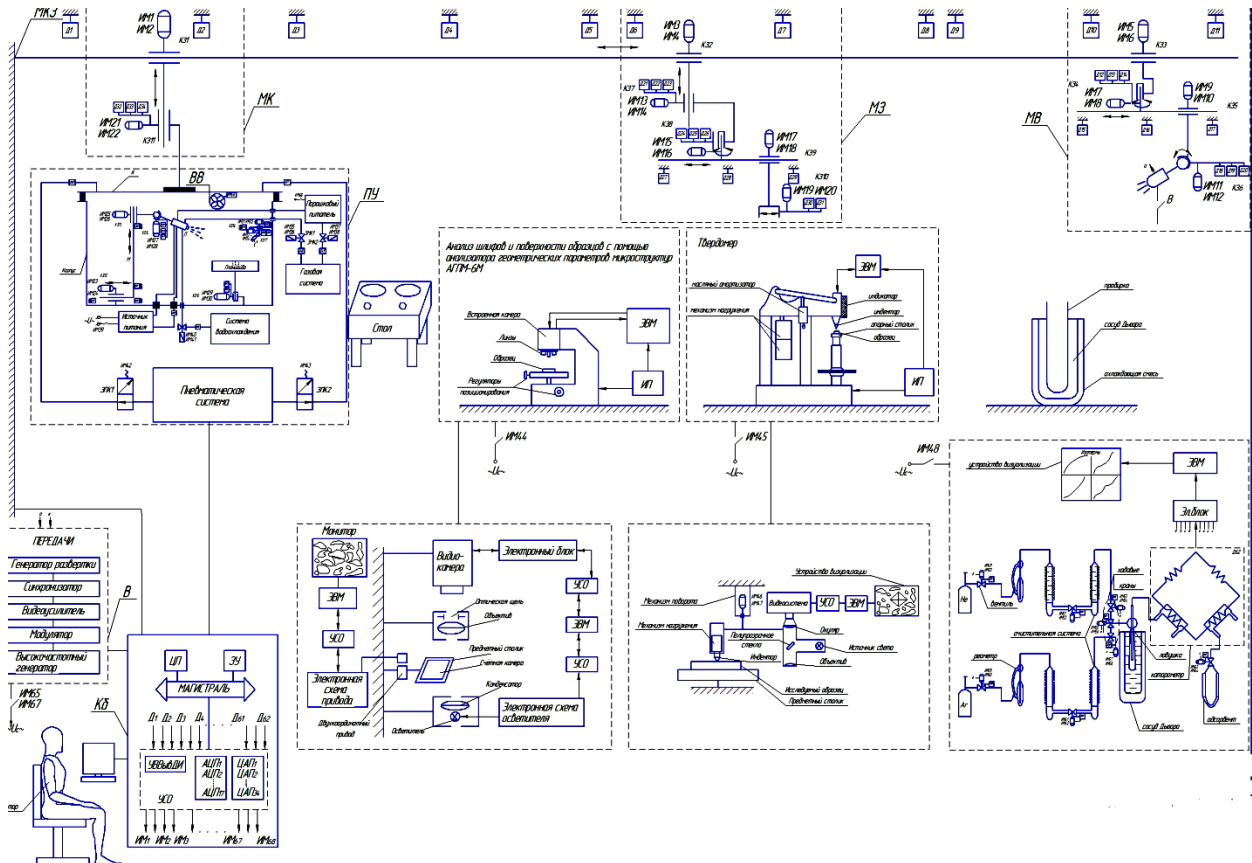


Рис. 1. Структурно-функциональная схема АТК

Манипулятор захвата детали (МЗ) предназначен для ее транспортировки и захвата. Захват, нужен для переноса оснастки от стола к необходимым установкам. Перемещение захвата осуществляется кинематическими звеньями К32, К37-К310. Манипулятор захвата движется относительно оси x с помощью кинематического звена (К32), приводящегося в движение исполнительными механизмами (ИМ3, ИМ4), положения регистрируются датчиками (Д2-Д10). Манипулятор захвата движется относительно оси y посредством кинематического звена (К37), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ13, ИМ14), положения регистрируются датчиками (Д21, Д22, Д23). Захват выполняет вращательные движения относительно оси x , с помощью (К38), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ15, ИМ16), положения регистрируются датчиками (Д24, Д5, Д26) и по оси x поворачивается с помощью (К39), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ17, ИМ18), положения регистрируются датчиками (Д27, Д28, Д29). Кинематическое звено (К310) отвечает за зажатие (ИМ19) и разжатие (ИМ20) захвата, регистрируется датчиками (Д30, Д31).

Манипулятор видеокамеры (МВ), служит для перемещения видеокамеры (В), необходимой для видеоконтроля. Видеокамера (В) включается посредством замыкания ключа (ИМ65), перемещается относительно оси x , с помощью (К33), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ5, ИМ6), положения регистрируются датчиками (Д3-Д11), и изменяет углы поворота с помощью (К34), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ7, ИМ8), положения регистрируются датчиками (Д12, Д13, Д14).

Видеокамера выполняет вращательные движения относительно оси x , с помощью (К35), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ9, ИМ10), положения регистрируются датчиками (Д15, Д16, Д17) и изменяет углы поворота с помощью (К36), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ11, ИМ12), положения регистрируются датчиками (Д18, Д19, Д20).

Электронный блок видеокамеры (В) состоит из генератора развертки, синхронизатора, видеоусилителя, модулятора и высокочастотного генератора. Электронный блок видеокамеры подключен к компьютерной системе (ЭВМ). Оператор, при помощи компьютерной системы (Кб) дистанционно управляет положением видеокамеры.

Кинематическое звено (К31) отвечает за перемещение манипулятора крышки (МК) относительно оси x , приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ1, ИМ2), положения регистрируются датчиками (Д1, Д2), за движение относительно оси y отвечает кинематическое звено (К311), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ21, ИМ22), положения регистрируются

(Д32, Д33, Д34). Манипулятор крышки (МК), нужен для перемещения крышки, чтобы получить доступ к технологической установке для напыления.

Кинематическое звено (К312) отвечает за перемещение вдоль оси х, манипулятора плазматрона, приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ23, ИМ24), положения регистрируются датчиками (Д35, Д36). Плазматрон (П), перемещается относительно оси у с помощью кинематического звена (К313), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ25, ИМ26), положения регистрируются датчиками (Д37, Д38), изменяет углы поворота (К314) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ27, ИМ28), положения регистрируются датчиками (Д39, Д40, Д41). За вращение планшайбы отвечает кинематическое звено (К315), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ29, ИМ30), а положения регистрируются датчиками (Д42, Д43). Система водоохлаждения запускается исполнительным механизмом (ИМ40; ИМ41), срабатывается клапан, датчик (Д53) регистрирует его работу. Съемка процесса напыления внутри камеры плазматрона, производится при помощи камеры, которая включается при замыкании постпредством ключа (ИМ67). Перемещение камеры относительно оси х, происходит при помощи (К316), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ31, ИМ32), положения регистрируются датчиками (Д44, Д45), изменяет углы поворота (К317), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ33, ИМ34), положения регистрируются датчиками (Д46, Д47). Газовая система снабжает газом плазматрон и порошковый питатель. Подача газа в плазматрон регулируется регулятором газа, исполнительный механизм (ИМ35; ИМ36) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК1), датчик (Д48) регистрирует работу клапана. Подача газа в порошковый питатель регулируется регулятором газа, исполнительный механизм (ИМ37; ИМ38) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК2), датчик (Д49) регистрирует работу клапана. Для снятия крышки используется пневматическая система, для работы пневматических поршней (ПП1, ПП2) установлены электропневматические клапаны (ЭПК1, ЭПК2) одновременно включаются исполнительными механизмами (ИМ42, ИМ43), их работа регистрируется датчиками (Д50, Д51).

При помощи манипулятора захвата (М3) можно перенести обработанную деталь на контроль твердости, который осуществляется микротвердомером, затем на контроль микроструктуры, при помощи телевизионного микроскопа, затем на проверку пористости БЕТ-методом, все манипуляции управляются Оператором с помощью компьютерной системы (ЭВМ).

Литература

1. Основы технологии производства приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 103 с.
2. Основы конструирования приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, Н.В. Протасова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 171 с.
3. Comprehensive characterization of plasma-sprayed coatings based silver- and copper-substituted hydroxyapatite / Lysnikova A.V., Markelova O.A., Dudareva O.A., Lysnikov V.N., Barabash A.P., Shpinyak S.P. // Powder Metallurgy and Metal Ceramics. 2016. Т. 55. № 5-6. – С. 328-333.
4. Исследование модифицированных трикальцийфосфатных порошков и плазмонапыленных покрытий на их основе / А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина // Будущее науки-2017: сборник научных статей 5-й Международной молодежной научной конференции: в 4 т. Саратов, 2017. – С. 113-116.
5. Особенности формирования структурно-морфологических характеристик биокерамических нанокомпозитных покрытий плазменным напылением по комбинированной технологии / И.П. Гришина, А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, В.А. Гомон // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сборник материалов VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов, 2017. – С. 210-213.

**ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ПУТИ СОЗДАНИЯ
ВЫСОКОЭФФЕКТИВНЫХ ПОВЕРХНОСТНЫХ СЛОЕВ
НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ**

Н.В. Протасова, В.А. Гомон, В.О. Лукьянова, А.Г. Тарасов, М.В. Загибашев
Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

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

В настоящее время уделяется большое внимание формированию и исследованию поверхностных слоев внутрикостных имплантатов с определенной морфологией, структурой и составом [1–4]. Это необходимо для длительного и стабильного их функционирования в процессе эксплуатации. Рядом авторов исследована как остеогенная дифференцировка мезенхимальных мультипотентных стромальных стволовых клеток человека (*in vitro*), так и акселерация костной ткани в тесте эктопического костеобразования (*in vivo*) биологически активных

материалов различного химического состава, находящихся в различных физико-химических состояниях. На практике широко используются для этой цели материалы и покрытия на основе титановых и гидроксиапатитовых порошковых плазмонапыленных покрытий [1,5,6]. Это связано также с тем, что по структурно-фазовому и химическому составу они очень близки к костной ткани и характеризуются хорошей биосовместимостью [1,2,7].

Структурная схема автоматизированного комплекса получения образцов с напыленными пористо-порошковыми биоактивными покрытиями для исследования влияния технологии на эффективность внутрикостных имплантатов приведена на рис. 1.

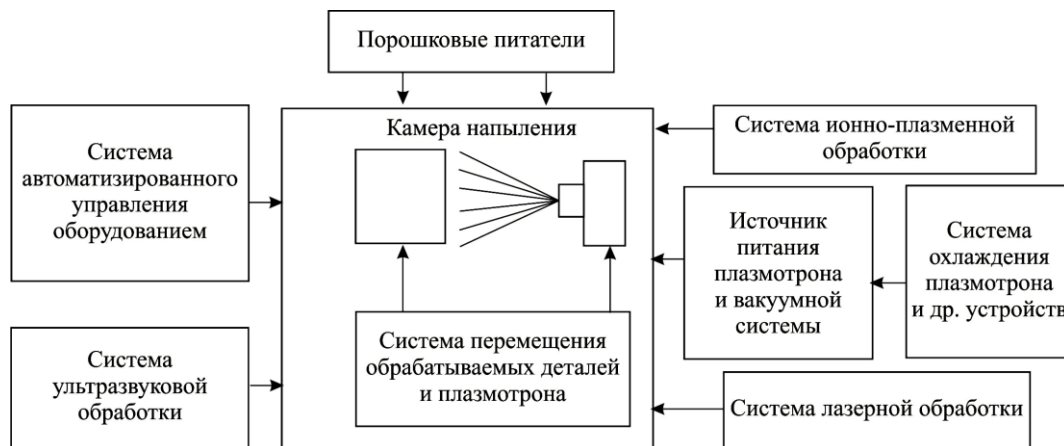


Рис. 1. Структурная схема оборудования для электроплазменного напыления порошковых материалов

Структура плазмонапыленного пористо-порошкового гидроксиапатитного покрытия имеет развитую систему глубоких и связанных друг с другом различных по форме и размерам пор, в последующей остеоинтеграции формирующей каналы, по которым происходит образование новой кровеносной капиллярной системы [1,8].

Было установлено, что важную роль при этом играет формирование поверхностного покрытия с открытыми порами размерами не менее 50 – 70 мкм, для обеспечения движения по ним биологических потоков жидкости необходимых для процесса остеоинтеграции и жизнедеятельности остеобластов, формирующих костную ткань [1, 9].

На рис. 2 приведены результаты исследования остеоинтеграции имплантатов в зависимости о морфологии поверхности покрытия и времени выдержки.

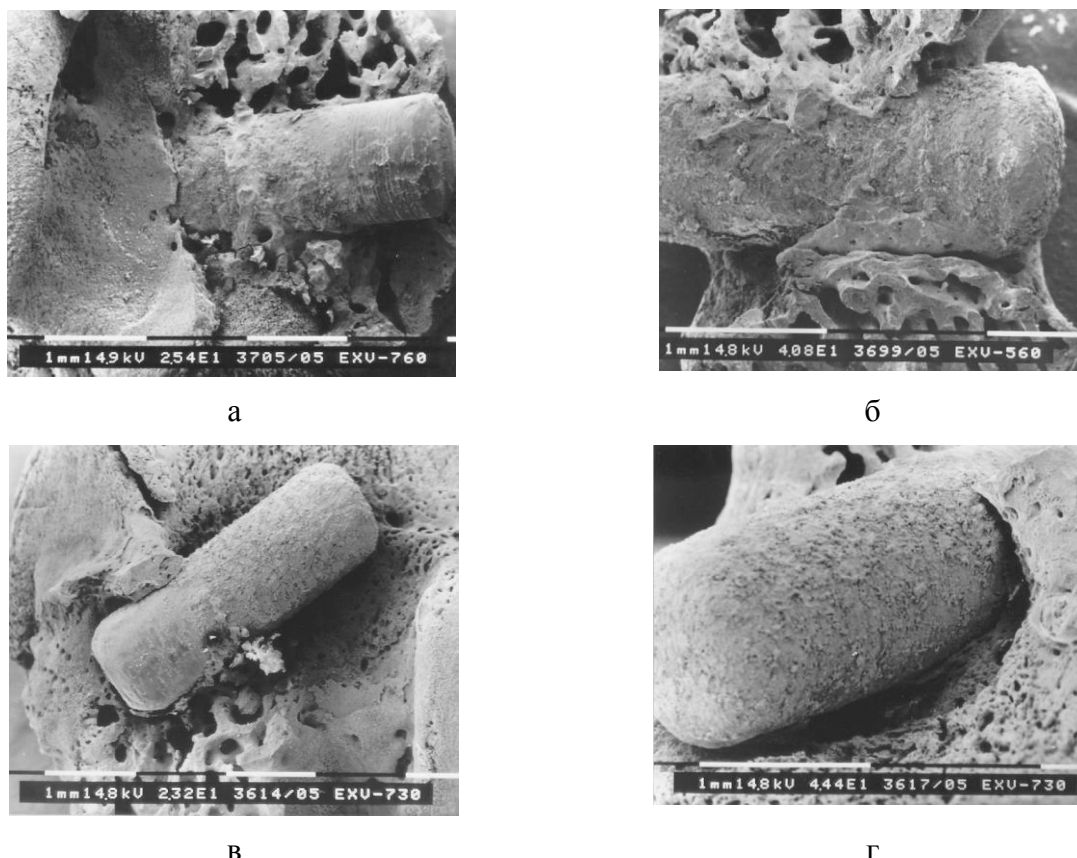


Рис. 2. Микрофотографии поверхности титановых имплантатов с гидроксиапатитовым покрытием «а» и «б»; без гидроксиапатитового покрытия «в» и «г», в зависимости от времени экспозиции

Видно, что имплантат без плазмонапыленного биопокрытия обладает наихудшими остеointеграционными свойствами.

Видно, что на части имплантата с плазмонапыленным гидроксиапатитовым покрытием сформировался костный матрикс, который, вероятно, активно адсорбирует протеины из плазмы крови. Таким образом, с помощью оптимизации технологических режимов плазменного напыления пористо-порошковых слоистых биопокрытий, удастся сформировать шероховатую поверхность имплантата с уходящими вглубь порами с наноструктурными элементами. Это способствует активному росту костной ткани и активизирует остеointеграцию.

Изучение сформированных электроплазменным напылением структур производилось с использованием сканирующей электронной микроскопии (MIRA II LMU) фирмы TESCAN. Исследование параметров структуры поверхностей напыленных покрытий использовали анализатор изображения АГПМ-6М с программой «Металлограф». Профилометрия поверхности покрытий изучали на цифровом профилометре – профилографе 107622 и сканирующем мультимикроскопе СММ 2000 в режиме атомно-силовой микроскопии. Режимы напыления гидроксиапатитовых образцов покрытий для исследования приведены в табл. 1.

Таблица 1

№ п/к	Ток дуги I, А	Дисперсность порошка Δ, мкм	Дистанция напыления L, мм	№ п/к	Ток дуги I, А	Дисперсность порошка Δ, мкм	Дистанция напыления L, мм
1	460	40-70	70	5	500	40-5-	90
2	460	40-70	90	6	520	30-40	90
3	460	40-60	110	7	460	<10	90
4	430	40-60	110	8	460	>100	90

Влияние основных технологических режимов напыления на параметры шероховатости поверхности покрытий приведены в табл. 2.

Таблица 2

Номер образца	Ra, мкм	Rmax, мкм	Rz, мкм	Sm
Влияние дистанции напыления				
1	2,8	37	28	49
2	3,0	42	31	44
3	3,6	48	35	45
Влияние тока дуги				
4	3,5	36	52	52
2	3,0	29	33	43
5	2,9	28	28	42
Влияние дисперсности порошка				
6	2,1	35	46	38
2	2,5	33	54	41
7	1,9	27	31	43
8	3,8	43	58	37

Дно и боковые стенки крупных поверхностных пор в некоторых случаях имеют трещины [5].

Были выполнены аналогичные исследования влияния воздействия ультразвукового излучения, лазерного и ионного облучения на структурно-морфологические характеристики плазмонапыленных покрытий. Следует также отметить, что в зависимости от соотношения тепловых потоков (т.е. тока дуги плазмотрона) поверхность покрытия может быть мелкозернистой с значительными крупными (0,1 до 10 и более мкм) полостями, поверхность таких пор часто выглядит гладкой, тогда как другие покрыты многочисленными частицами нанометрового размера рис. 3.

Таким образом, в установлено, что ток плазменной дуги I, дистанция напыления L, и дисперсность порошка Δ оказывают решающее значение на морфологию наноструктурированного покрытия из гидроксиапатита ГА. Результаты исследований показали, что при I=460 А, L=90 мм, и Δ=40-70 мкм., структурное покрытие состоит из субмикронных и нанометровых зерен ГА. Это позволяет сформировать оптимальную поверхность биопокрытия с наноразмерными элементами.

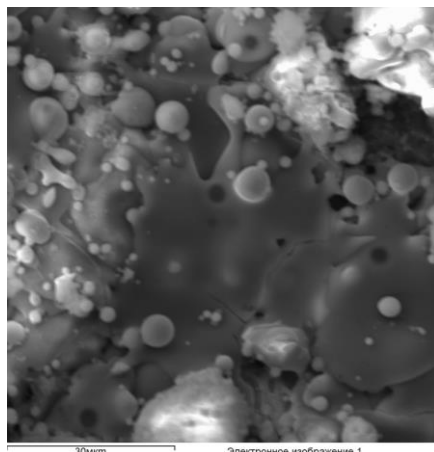


Рис. 3. Микроструктура плазмонапыленного гидроксиапатитового покрытия

В зависимости от выбранных технологических параметров напыления формируется определенный состав ГА покрытия, его пористая структура и морфология поверхности.

Литература

1. Лясников В.Н., Протасова Н.В. Плазменное напыление в электронике и биомедицинской технике / В.Н. Лясников, Н.В. Протасова. – Саратов: Саратовский государственный технический университет, 2010. – 285 с.
2. Mel'nikova I.P., Lyasnikova A.V., Lyasnikov V.N. Physical bases of formation of nanostructured biocompatible coatings on medical implants // Russian Physics Journal, Vol. 56, No. 10, February, 2014. – p. 1190–1197.
3. Lyasnikov V.N., Study of Structure of Bioceramic Coatings Obtained by Plasma Spraying of Hydroxyapatites of Synthetic and Biological Origins / V.N. Lyasnikov, A.V. Lyasnikova, A.V. Pivovarov, I.N. Antonov, V.A. Papshev // Biomedical Engineering. 2011. Vol. 45. – № 4 – Pp. 119–127.
4. Лясников В.Н. Свойства плазмонапыленных порошковых покрытий // Перспективные материалы. № 4. 1995. С. 61.
5. Лясников В.Н, Протасова Н.В., Толмачев К.С. Плазмонапыленные материалы и покрытия. Свойства. Технология. Оборудование. Применение. – Саратов: СГТУ, 2012. – 489 с.
6. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Исследование возможности повышения функциональных характеристик биосовместимых покрытий медицинских имплантатов за счет изменения морфологии частиц порошков перед электроплазменным напылением // Вестник СГТУ. – 2010. – Т. 3. № 1 (46). – С. 68-76.
7. Biocomposite Plasma-Sprayed Coatings Based on Zinc-Substituted Hydroxyapatite: Structure, Properties, and Prospects of Application/ A. V. Lyasnikova, O. A. Markelova, V. N. Lyasnikov, O. A. Dudareva/ Mechanics of Composite Materials, 2016, T. 51, № 6. Pp. 801-804.

8. Бейдик О.В., Бутовский К.Г., Лясников В.Н., Левченко К.К., Цыплаков А.Ю. Экспериментальное исследование процессов остеоинтеграции имплантатов для наружного чрескостного остеосинтеза с различными биокomпозиционными покрытиями // Гений ортопедии. 2002. № 4. 2002. С. 80.

9. Калганова С.Г., Лясников В.Н. Научные основы создания современных дентальных имплантатов с биоактивным покрытием // Новое в стоматологии. 1999. Т. 2. С. 24.

МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА

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

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

Прототип эндопротеза плечевого сустава (патент №2083186) конструкция которого представлена на рис. 1 обладает следующими недостатками: цилиндрическая форма ножки, которая при введении ее в интрамедуллярный канал при наличии в нем костного цемента не обеспечивает его прессурации и формирования полноценной цементной мантии, что снижает надежность ее крепления.

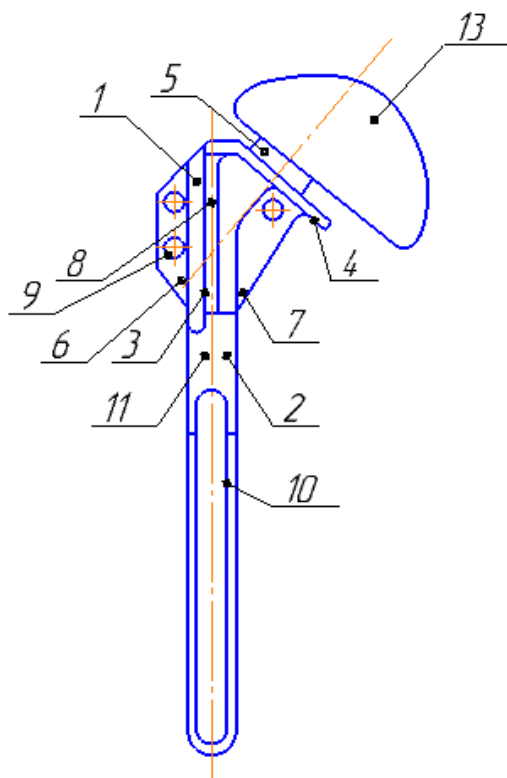


Рис. 1. Эндопротез плечевого сустава (прототип)

С целью повышения показателей остеоинтеграции была произведена модернизация конструкции эндопротеза, а также нанесено покрытие на основе гидроксиапатита на ножку эндопротеза.

Модернизированный плечевой эндопротез (рис. 2) состоит из проксимальной части съемной головки рис. 3, ножки рис. 4 и винта рис. 5. Эти части изготовлены из материала марки ВТ1-00, которая широко используется в медицине. Среди преимуществ, которые дали возможность ему стать таким известным, отметим высокую прочность и устойчивость к коррозии.

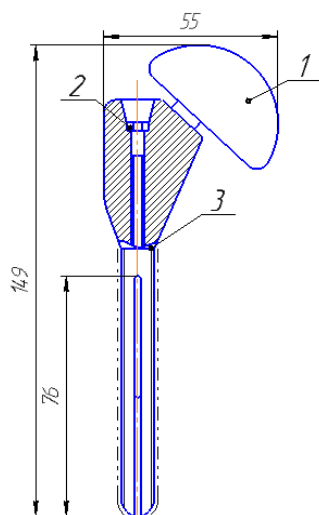


Рис. 2. Эндопротеза плечевого сустава

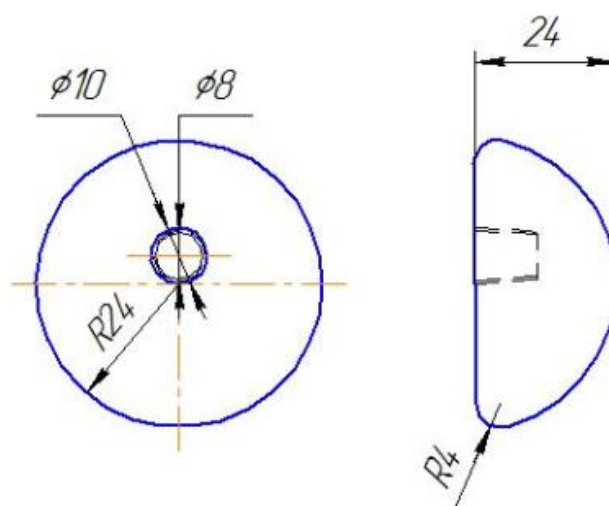


Рис. 3. Проксимальная часть головки эндопротеза

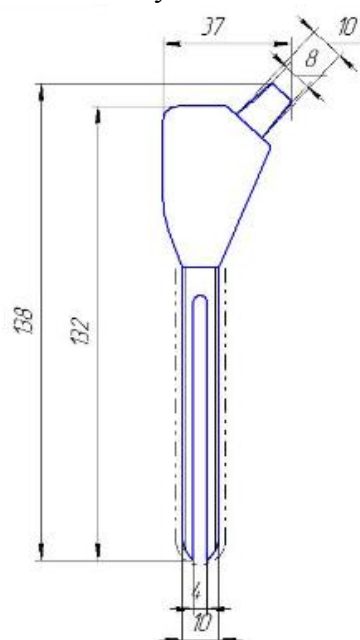


Рис. 4. Ножка эндопротеза

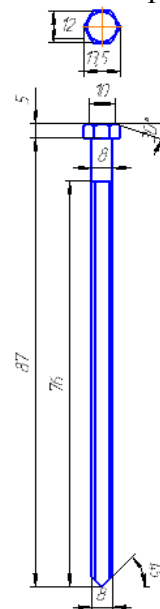


Рис. 5. Винт

Ножка эндопротеза изготовлена таким образом, что при введении винта на определённую глубину происходит расхождение двух частей эндопротеза – «лепестков». Благодаря чему достигается фиксация

эндопротеза в кости пациента. Дополнительно на внешней стороне лепестков имеется резьба, которая предохраняет ножку эндопротеза от вывинчивания в процессе эксплуатации пациентом [1-3].

Исследование выполнено при финансовой поддержке Гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Литература

1. Основы конструирования приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, Н.В. Протасова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 171 с.
2. Основы технологии производства приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 103 с.
3. Методы исследования свойств материалов и покрытий: учеб. пособие / А.В. Лясникова, И.П. Гришина, О.А. Маркелова, О.А. Дударева. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 108 с.

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ОБРАБОТКИ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

П.В. Удовик, В.М. Таран

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

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

В современной промышленности при изготовлении приборов и аппаратов важное значение имеет не только качество изготавливаемых деталей, но и технологичность процесса. Для повышения технологичности процесса изготовления внутрикостных имплантатов предложена автоматизированная схема изготовления внутрикостной части имплантата. Данный автоматизированный технологический комплекс позволяет произвести напыление на внутрикостную часть и провести контроль покрытия без участия человека [1-5].

Структурно-функциональная схема автоматизированного технологического комплекса (АТК) для обработки внутрикостной части имплантата методом плазменного напыления представлена на рис. 1.

Автоматизированный технологический комплекс (АТК) состоит из: манипулятор захвата (МЗ), манипулятор крышки (МК), манипулятор видеокамеры (МВ), технологическая установка для напыления (ПУ),

Манипулятор видеокамеры (МВ), служит для перемещения видеокамеры (В), необходимой для видеоконтроля. Видеокамера (В) включается посредством замыкания ключа (ИМ50), перемещается относительно оси x , с помощью (К31), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ1, ИМ2), положения регистрируются датчиками (Д1-Д3, Д13-17, Д30), и изменяет углы поворота с помощью (К32), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ3, ИМ4), положения регистрируются датчиками (Д4, Д5, Д6).

Видеокамера выполняет вращательные движения относительно оси x , с помощью (К33), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ5, ИМ6), положения регистрируются датчиками (Д7, Д8, Д9) и изменяет углы поворота с помощью (К34), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ7, ИМ8), положения регистрируются датчиками (Д10, Д11, Д12).

Электронный блок видеокамеры (В) состоит из генератора развертки, синхронизатора, видеоусилителя, модулятора и высокочастотного генератора. Электронный блок видеокамеры подключен к компьютерной системе (ЭВМ). Оператор, при помощи компьютерной системы (Кб) дистанционно управляет положением видеокамеры.

Кинематическое звено (К35) отвечает за перемещение манипулятора крышки (МК) относительно оси x , приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ9, ИМ10), положения регистрируются датчиками (Д31, Д32), за движение относительно оси y отвечает кинематическое звено (К36), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ11, ИМ12), положения регистрируются (Д33, Д34, Д35). Манипулятор крышки (МК), нужен для перемещения крышки, чтобы получить доступ к технологической установке для напыления.

Кинематическое звено (К314) отвечает за перемещение вдоль оси x , манипулятора плазматрона, приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ27, ИМ28), положения регистрируются датчиками (Д41, Д40). Плазматрон (П), перемещается относительно оси y с помощью кинематического звена (К315), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ29, ИМ30), положения регистрируются датчиками (Д39, Д38), изменяет углы поворота (К316) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ31, ИМ32), положения регистрируются датчиками (Д45, Д46). За вращение планшайбы отвечает кинематическое звено (К317), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ33), а положения регистрируются датчиками (Д44). Система водоохлаждения запускается исполнительным механизмом (ИМ34), срабатывается клапан, датчик (Д43) регистрирует его работу. Съемка процесса напыления внутри камеры плазматрона, производится при помощи камеры, которая включается при замыкании

постпредством ключа (ИМ50). Перемещение камеры относительно оси x , происходит при помощи (К312), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ23, ИМ24), положения регистрируются датчиками (Д47, Д48), изменяет углы поворота (К313), которое приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ25, ИМ26), положения регистрируются датчиками (Д49, Д50). Газовая система снабжает газом плазмотрон и порошковый питатель. Подача газа в плазмотрон регулируется регулятором газа, исполнительный механизм (ИМ37) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК1), датчик (Д436) регистрирует работу клапана. Подача газа в порошковый питатель регулируется регулятором газа, исполнительный механизм (ИМ36) отвечает за работу электромагнитного клапана (ЭМК2), датчик (Д47) регистрирует работу клапана. Для снятия крышки используется пневматическая система, для работы пневматических поршней (ПП1, ПП2) установлены электропневматические клапаны (ЭПК1, ЭПК2) одновременно включаются исполнительными механизмами (ИМ38, ИМ39), их работа регистрируется датчиками (Д60, Д61).

При помощи манипулятора захвата (М3) можно перенести обработанную деталь на контроль твердости, который осуществляется микротвердомером, затем на контроль микроструктуры, при помощи телевизионного микроскопа, затем на проверку дефектов на Ультразвуковой дефектоскоп, все манипуляции управляются Оператором с помощью компьютерной системы (ЭВМ).

Литература

1. Основы технологии производства приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина. Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2016. – 103 с.
2. Основы конструирования приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, Н.В. Протасова. Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2016. – 171 с.
3. Comprehensive characterization of plasma-sprayed coatings based silver- and copper-substituted hydroxyapatite / Lysnikova A.V., Markelova O.A., Dudareva O.A., Lysnikov V.N., Barabash A.P., Shpinyak S.P. // Powder Metallurgy and Metal Ceramics. 2016. Т. 55. № 5-6. – С. 328-333.
4. Исследование модифицированных трикальцийфосфатных порошков и плазмонапыленных покрытий на их основе / А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина // Будущее науки-2017 Сборник научных статей 5-й Международной молодежной научной конференции: в 4 т. 2017. – С. 113-116.
5. Особенности формирования структурно-морфологических характеристик биокерамических нанокомпозитных покрытий плазменным напылением по комбинированной технологии / И.П. Гришина, А.В.

Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, В.А. Гомон // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сборник материалов VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. 2017. – С. 210-213.

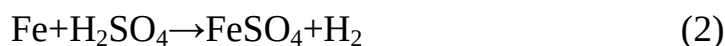
КОРРОЗИОННОЕ ПОВЕДЕНИЕ КОНСТРУКЦИОННОЙ СТАЛИ 40Х ПОСЛЕ ХИМИЧЕСКОЙ ПАССИВАЦИИ

П.А. Шаронов

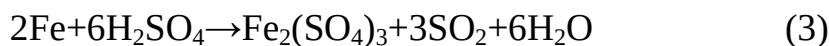
Научный руководитель: к.х.н., доцент И.Ю. Гоц

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

С соляной и разбавленной (приблизительно 20%-й) серной кислотами железо реагирует с образованием солей железа(II):



При взаимодействии железа с 70%-й серной кислотой реакция протекает с образованием сульфата железа (III): [6].



Сталь 40Х является конструкционной углеродистой легированной сталью. После закалки и соответствующего отпуска, она приобретает высокую прочность при одновременном сохранении достаточной пластичности, позволяющей применять её не только при производстве валов-шестерен первой ступени редукторов типа РМ, но и для изготовления медицинских инструментов с лучшими режущими свойствами. Тем не менее является условно нержавеющей. В этой связи на заключительном этапе изготовления медицинских инструментов ее часто подвергают различным способам пассивации с целью повышения коррозионных и эксплуатационных характеристик [1-3], при этом толщина пассивных слоев не превышает 1-3 мкм.

В данной работе проведено исследование по влиянию состава электролита и длительности окислирования на защитно-коррозионные характеристики стали 40Х.

В качестве электролитов пассивации стали были выбраны следующие составы пассивации согласно ГОСТ 9.305-84 (таблица 1) [4].

Таблица 1

Химическое пассивирование

№ электролита	Состав раствора		Режимы обработки	
	Наименование компонентов	Количество, г/дм ²	Температура, °С	Продолжительность, мин.
1	2	3	4	5
1	Кислота азотная HNO ₃	280-500	45-55	15-20
2	Кислота азотная И калия бихромат (технический)	180-220 20-25		20-30

Исследование кинетики и механизма пассивации стали проводили в течение времени с шагом 5 минут при температуре 60 °С. Перед погружением в электролиты образцы подвергались обезжириванию в органическом растворителе, а затем помещали в различные электролиты пассивации [5-6].

Ускоренные коррозионные испытания пассивных пленок проводили согласно ГОСТ 17322-71 и ГОСТ 5272-68, рассчитанные значения скорости коррозии и глубинного показателя приведены в таблице 2 и на рис. 1.

Таблица 2

Результаты исследования влияние коррозии при пассивации стали 40Х

№ электролита	№ образца	t, мин	Δm , мг/см ²	V, м ² *ч	П, мг/год	Группа стойкости	Балл
1	2	3	4	5	6	7	8
1	эталон	0	2,9732	0,61	5,34	Малостойкие	7
	1	15	0,2998	0,062	0,54		6
	2	20	0,0958	0,019	0,16	Пониженно стойкие	4
	3	25	0,0821	0,017	0,14		4
	4	30	0,0852	0,017	0,14		4
	5	40	0,0878	0,018	0,15		4
2	6	15	0,7478	0,155	1,35	Малостойкие	6
	7	20	0,4252	0,088	0,7	Пониженно стойкие	6
	8	25	0,4121	0,085	0,7		6
	9	30	0,3989	0,083	0,7		6
	10	40	0,3096	0,064	0,52		4

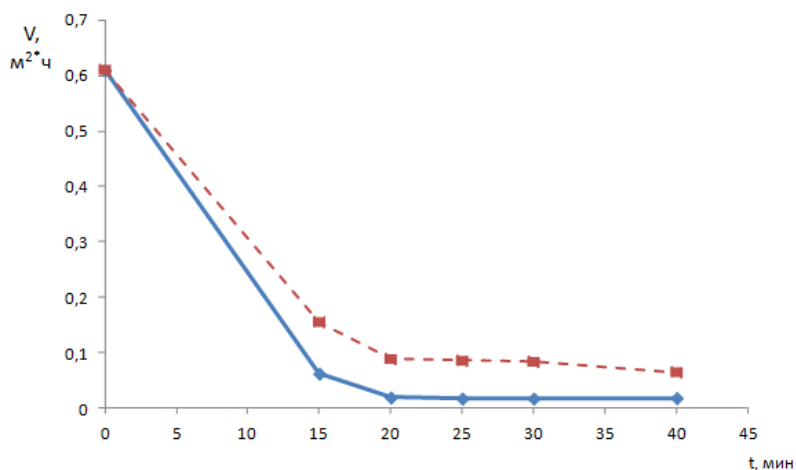


Рис. 1. График зависимости скорости коррозии от времени:
1 – электролит № 1; 2 – электролит № 2

Поведение стали в условиях агрессивного воздействия после пассивации позволяет повысить показатель коррозии примерно на 2-2 балла, при этом значительно снизить скорость коррозии. Полученные данные по коррозионным испытаниям хорошо согласуются с литературными при испытаниях сталей таким же методом [7].

Состав электролита существенно влияет на структуру и свойства полученных оксидных покрытий в результате проведенных исследований установлено что добавка бихромата калия не приводит к ускорению пассивации на хромированных сталях.

Наиболее плотные, равномерные и сплошные оксид пленки получены в электролите №1. Они же обладают наилучшими коррозионными и прочностными свойствами.

На основании проведенных опытов, для химической пассивации стали марки следует рекомендуется использовать электролит №1 с концентрацией азотной кислоты 300 г/л. Рекомендуемое время пассивации 20-30 минут при температуре 50 °С. Данный режим позволяет повысить предел текучести и предел прочности в 1,4 раза и значительно повысить коррозионную стойкость стали.

Литература

1. Акользин А.П., Жуков А.П. Кислородная коррозия оборудования химических производств. – М.: Химия, 1985. – 240 с.
2. Минкевич А.Н. Химико-термическая обработка металлов и сплавов, 2 изд., М., 1965. – 493 с.
3. Гуляев А. П. Металловедение. Учебник для вузов. 6-е изд., перераб. и доп. М.: Металлургия, 1986. – 544 с.
4. Марочник сталей и сплавов / М.М. Колосков, Е.Т. Долбенко, Ю.В. Каширский и др.; под ред. А.С. Зубченко. – М.: Машиностроение, 2001. – 672 с.

ГОСТ 9450 – 76 (СТ СЭВ 1195-78), Измерение микротвердости вдавливанием алмазных наконечников.

5. Определение твердости материалов: методические указания к учебно-исследовательской лабораторной работе для студентов всех специальностей дневной, вечерней и заочной форм обучения / сост.: Федоров Юлий Степанович, 2009.

6. Влияние режимов оксидирования на кинетику формирования оксидированных покрытий / Д.В. Леонов, Я.А. Балановский, С.С. Иванов и др. // Сборник материалов VI Международной научной конференции для молодых ученых. Саратов: СГТУ, 2017 С. 169-171.

7. Повышение прочностных характеристик медицинских сталей формированием мономерных пассивных слоев стали 40Х / Я.А. Балановский, П. Шаронов, И.Ю. Гоц // Сборник материалов VI Международной научной конференции для молодых ученых. Саратов: СГТУ, 2017. С. 171-174

8. ГОСТ 17322-71. Тара для упаковки хлопчатобумажной пряжи. Технические условия.

9. ГОСТ 5272-68. Коррозия металлов термины

10. ГОСТ 9.305-84 Единая система защиты от коррозии и старения. Покрытия металлические и неметаллические неорганические. Операции технологических процессов получения покрытий.

РАЗРАБОТКА ОСНАСТКИ ДЛЯ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ДЕТАЛЕЙ ПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА

Ю.А. Скрипкина, И.П. Гришина

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.П. Гришина

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

Достаточно распространенной проблемой на сегодня, являются болезни позвоночника, вызванные изнашиванием межпозвоночных дисков и появлением межпозвоночных грыж. Последствий данных болезней можно избежать благодаря замене «испорченного» межпозвоночного диска на эндопротез. Целью эндопротезирования межпозвоночного диска является восстановление или сохранение динамической функции позвоночника и облегчение симптомов.

Однако, внедрение инородного тела в организм человека, может вызвать ряд неблагоприятных последствий, таких как: образование выраженного фиброзного слоя, местная воспалительная или аллергическая реакция, развитие инфекции. Сегодня самым распространенным способом

изготовления биосовместимых эндопротезов является нанесение особых покрытий, на контактирующие части эндопротеза с человеческой тканью. Эти покрытия обычно являются биоактивными и позволяют хорошо и быстро приживляться эндопротезу [1].

Чаще всего, для нанесения покрытий на эндопротезы используют плазменный способ. Установка для плазменного напыления – это сложный комплекс технических систем. В ней формируются физико-химические процессы, которые позволяют качественно обрабатывать изделие. Актуальной проблемой является разработка оснастки для закрепления деталей протеза в процессе плазменного напыления [2, 3].

Эндопротез межпозвоночного диска представлен на рис. 1.

Крышка эндопротеза (рис. 2) состоит из титана марки BT1-0 и покрыта биоактивным материалом (гидроксиапатит), нанесенным методом плазменного напыления, что улучшает остеоинтеграционные свойства эндопротеза. На крышках находятся крепежные штифты, являющиеся продолжением крышки. Крепежные штифты служат для закрепления эндопротеза в костной ткани позвоночника.

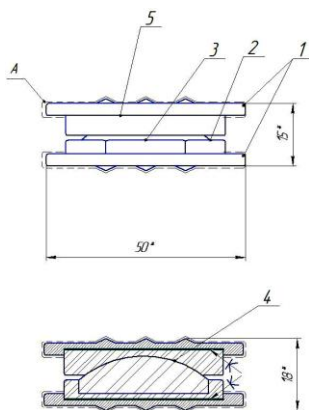


Рис. 1. Эндопротез межпозвоночного диска:
1 – крышка, 2 – подложка, 3 – опорное кольцо,
4 – пульпозное ядро, 5 – фиброзное кольцо,
6 – крепежный штифт

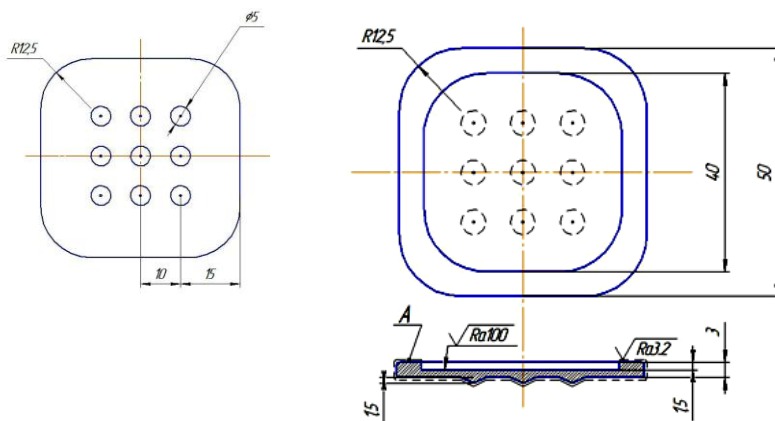


Рис. 2. Крышка

Для организации процесса плазменного напыления необходимо фиксировать деталь в процессе нанесения покрытия. Для этой цели была разработана оснастка. Конструкция технологической оснастки для напыления плазменного покрытия на крышки эндопротеза межпозвоночного диска представлена на рис. 3.

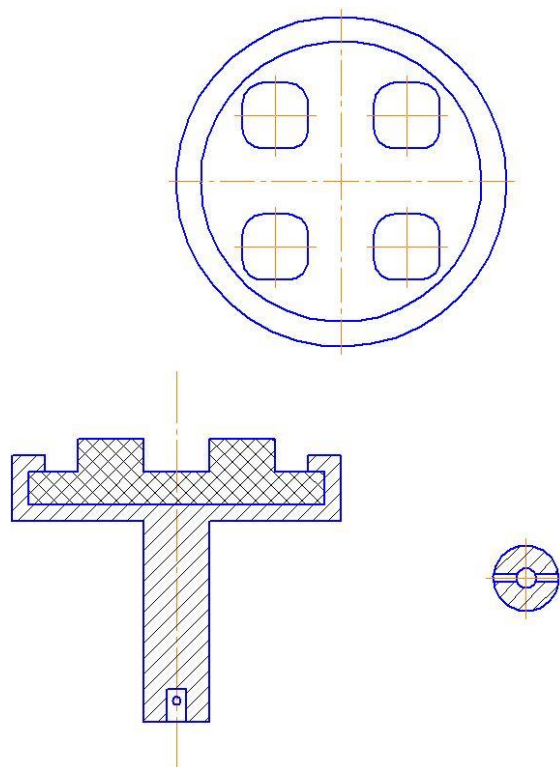


Рис. 3. Технологическая оснастка

Технологическая оснастка предназначена для установки и закрепления на ней обрабатываемых деталей. Данная технологическая оснастка имеет круглую форму с глухим отверстием внутри, в которое помещается резиновая часть оснастки с четырьмя выступами, на которые надеваются крышки эндопротеза межпозвоночного диска для дальнейшего размещения их в технологической установке для плазменного нанесения порошковых покрытий.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4.

Литература

1. Модернизация конструкции эндопротеза межпозвоночного диска / Ю.А. Скрипкина, И.П. Гришина // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы сборник материалов VI Международной научной конференции для молодых ученых. Саратов, 2017. – С. 138-142.
2. Основы конструирования приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, Н.В. Протасова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 171 с.
3. Основы технологии производства приборов и аппаратов: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. – 103 с.

АНАЛИЗ И УЛУЧШЕНИЕ СТАТИЧЕСКИХ И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭНДОПРОТЕЗА ЛОКТЕВОГО СУСТАВА

М.С. Ноликов, В.А. Дядьков, М.В. Загибашев

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

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

Металлические эндопротезы изготавливают из различных нержавеющей стальных сплавов. Они фиксируются к кости с помощью специального цемента, представляющего собой акриловую смолу и сплавы кобальта, хрома. Для изготовления протезов используются керамика, металл и особо прочные пластмассы. Эти материалы должны обладать хорошей износостойкостью, а также легко поддаваться обработке для достижения хорошего сопряжения компонентов протеза.

Средний срок службы имплантата из таких материалов равен, примерно, 10 годам и по истечении времени потребует замены, что повлечет за собой новую операцию. Сократив число операций, улучшатся показатели здоровья человека.

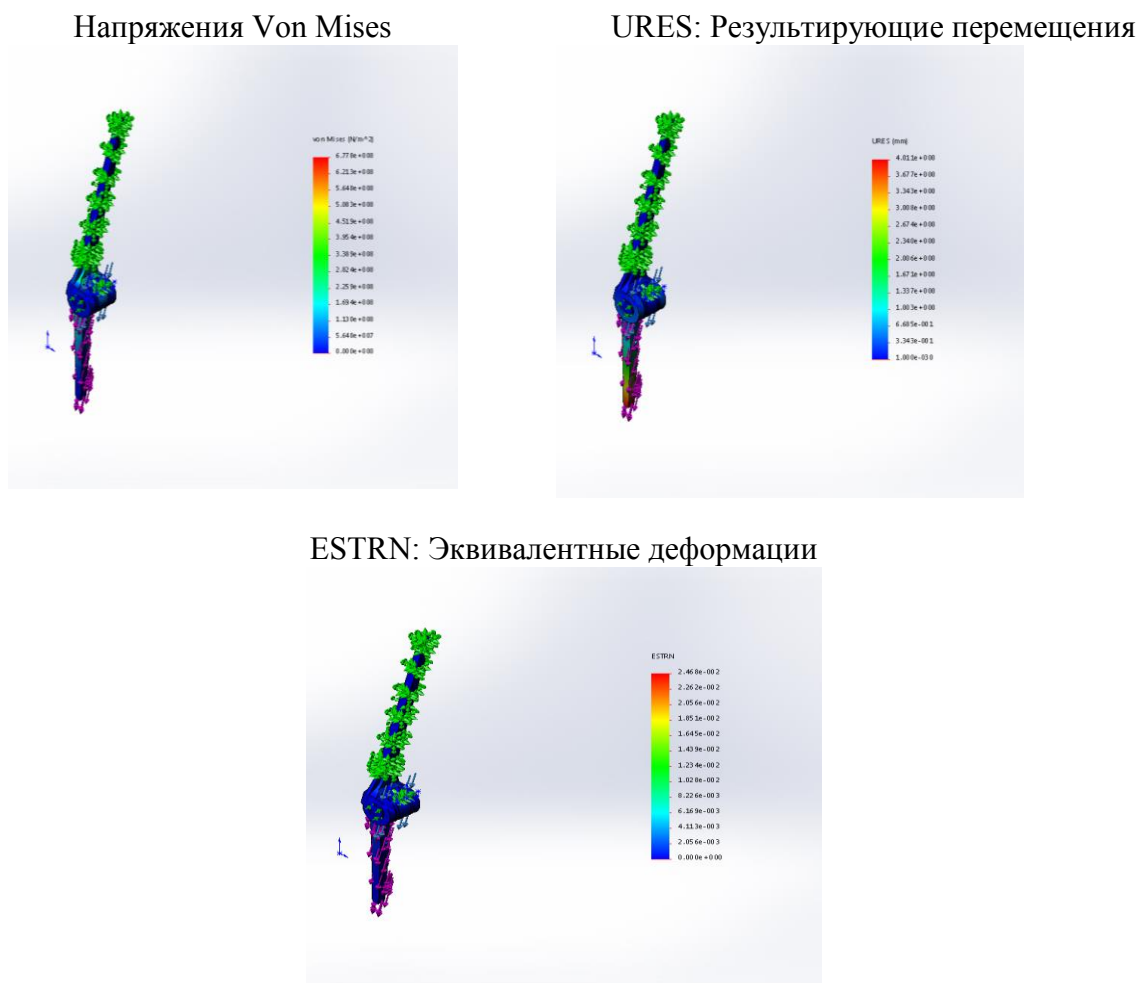
Цель работы: проанализировать и улучшить физические и медико-биологические характеристики эндопротеза локтевого сустава при помощи замены материала на более биосовместимый сплав Ti_3Au и использовать покрытие биосовместимого Zn -ТКФ для ещё лучшей приживаемости с тканями организма человека.

Выбор Zn -ТКФ связан с антимикробной активностью частиц цинка, которая может превосходить активность серебросодержащих препаратов, что можно использовать в травматологии для предупреждения периимплантатной инфекции [1-6].

Обычные локтевые эндопротезы состоят, главным образом, полностью из металла или сплава, в основном из медицинской нержавеющей стали. Замена обычных материалов на сплав Ti_3Au позволит увеличить срок службы эндопротеза, который составит 15-20 лет, что говорит о гораздо лучшей приживаемости эндопротеза в организм человека.

Материалы и методы. Виртуальный анализ проведён в программе SolidWorks Simulation модели локтевой ножки эндопротеза и произведена оценка НДС при нагрузке 500 Н, рис. 1.

Результаты и обсуждение. По результатам исследования выявлены максимальное напряжение 117 МПа и наибольшее смещение, составляющее 0,76 мм. Конструкция достаточно надежная, с запасом прочности 8-9 раз.

Рис. 1. Анализ статических характеристик Ti_3Au

Выводы: получен и усовершенствован эндопротез локтевого сустава, предназначенный для замены поврежденного сустава искусственным аналогом. Замена материала на Ti_3Au повышает прочность и износостойкость конструкции, увеличивая срок службы протеза. Нанесение на поверхность эндопротеза Zn-ТКФ покрытия повышает его биосовместимость.

Литература

1. Усовершенствование конструкции локтевого эндопротеза / В.А. Дядьков, М. С. Ноликов // Тенденции развития науки и образования. – 2016. – № 19-1. – С. 12-13.
2. Эндопротезирование локтевого сустава [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ortopedov.ru/zabolevaniya/loktevoy-sustav/79>.
3. Новый сверхпрочный сплав титана с золотом Ti_3Au [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://nnd.name/2016/07/novyyiy-sverh-prochnyyiy-splav-titana-s-zolotom-ti3au/>
4. Пат. РФ № 2290143, А61F2/38. Эндопротез локтевого сустава / Прохоренко В.М., Глушков В.М., Шатерников Б.Н. – № 2290143/14, заявл. 18.04.2005, опубл. 27.12.2006.

5. Особенности морфологии цинкзамещенных трикальцийфосфатных покрытий / А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, М.В. Загибашев // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы. – 2016. – С. 102-104.

6. Biocomposite Plasma-Sprayed Coatings Based on Zinc-Substituted Hydroxyapatite: Structure, Properties, and Prospects of Application/ A. V. Lyasnikova, O. A. Markelova, V. N. Lyasnikov, O. A. Dudareva/ Mechanics of Composite Materials, 2016. Vol. 51. Issue 6. Pp. 801-804.

МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ НАНЕСЕНИЕМ БИОКОМПОЗИТНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПОКРЫТИЙ «МЕТАЛЛ-МЕТАЛЛОЗАМЕЩЕННЫЕ ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТЫ- БИОАКТИВНЫЕ ВЕЩЕСТВА»

О.А. Дударева, В.А. Гомон, В.Н. Лясников
Научный руководитель: к.т.н., доцент О.А. Дударева

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

Биомиметический подход в настоящее время применяется достаточно активно во многих сферах человеческой деятельности: от архитектуры до медицины. Широко исследуются биомиметические принципы формообразования вертикальных ферм как новой типологии в агропромышленной архитектуре. В работах польских исследователей биомиметический подход успешно использован при лечении пациентов с врожденной адентией.

Особый интерес представляет применение биомиметического подхода к созданию покрытий плазменным методом с применением дополнительных электрофизикохимических воздействий и то, что основным компонентом покрытий является замещенный различными элементами трикальцийфосфат. Помимо того, что поверхность имплантата имеет скэффолд-структуру за счет нанесения покрытия, в структуру покрытия будут вводиться активные компоненты типа ванкомицина, бетадина, протаргола и др. в зависимости от области применения.

Выбор в качестве основного компонента покрытий именно замещенного различными элементами (серебро, медь, цинк, магний) трикальцийфосфата основан на следующих данных. Имеется большой и весьма успешный опыт применения замещенных гидроксиапатитов в составе биокпозиционных плазмонапыленных покрытий имплантатов различного назначения. Получены и опубликованы в серьезных журналах

результаты, подтверждающие высокую эффективность замещенных гидроксиапатитов в костной хирургии, что дает возможность предполагать подобные эффекты в отношении замещенных трикальцийфосфатов. Также проводились исследования, подтвердившие, что плазменные покрытия на основе трикальцийфосфата обладают повышенным остеоинтеграционным потенциалом по сравнению с гидроксиапатитовыми покрытиями и могут применяться для лечения адентии у больных остеопорозом посредством дентальной имплантации конструкций, покрытых ТКФ [1-5].

Предварительные экспериментальные исследования показали возможности синтеза и плазменного напыления порошков замещенных трикальцийфосфатов, а именно порошков магний- и цинкзамещенных трикальцийфосфатов. Экспериментальным путем были подобраны режимы плазменного напыления, позволяющие сформировать покрытие, обладающее оптимальными морфологическими параметрами, что подтверждается следующими результатами. Результаты исследования морфологии поверхности полученных образцов показали, что покрытия сформированы из частиц размером до 60 мкм, которые образуют агломераты размерами до 250 мкм. Также выявлено наличие наночастиц порошка размерами 20-100 нм. Оптическая микроскопия поверхности показала развитый микрорельеф с наличием открытых пор размером 40-100 мкм. Фазовый анализ плазмонапыленных покрытий показал наличие соответствующих металлов на всей поверхности образцов.

Представленные результаты дают возможность предполагать перспективность получения металлозамещенных трикальцийфосфатных покрытий, обладающих улучшенными характеристиками (повышенная адгезия, выраженный антимикробный эффект) по сравнению с аналогичными гидроксиапатитовыми покрытиями.

Особый интерес с точки зрения повышения антимикробного эффекта покрытий представляет разработка технологии синтеза и плазменного напыления серебросодержащих кальцийфосфатов. Доказательством антимикробного действия частиц серебра может служить построенная физико-математическая модель. Зависимость, составленная на основе модели «рыхлого квазикристалла» для выражения концентрации частиц серебра показывает, что зависимость содержания вегетативных и споровых форм патологических микроорганизмов в зазоре между костью и имплантатом убывает со временем по квадратичным законам и уменьшается с концентрацией растворенного в плазме крови кислорода. Представленная модель показывает эффективность применения частиц серебра в качестве компонента керамических порошков, применяемых в качестве покрытий внутрикостных имплантатов с целью придания им антимикробного эффекта.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Литература

1. Исследование модифицированных трикальцийфосфатных порошков и плазмонапыленных покрытий на их основе / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П. // Будущее науки-2017: сб. науч. ст. 5-й Междунар. молодеж. науч. конф.: в 4 т. 2017. – С. 113-116.
2. Плазмонапыленные покрытия на основе металлосодержащих порошков / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П. // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2017 Материалы Всерос. школы-семинара. Саратов, 2017. – С. 123-125.
3. Особенности формирования наноструктурных покрытий, сформированных методом плазменного напыления замещенных кальцийфосфатов / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П., Загибашев М.В. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы сборник материалов VI Междунар. науч. конф. для молодых ученых. Саратов, 2017. – С. 161-162.
4. Comprehensive characterization of plasma-sprayed coatings based silver- and copper-substituted hydroxyapatite / Lyasnikova A.V., Markelova O.A., Dudareva O.A., Lyasnikov V.N., Barabash A.P., Shpinyak S.P. // Powder Metallurgy and Metal Ceramics. 2016. Т. 55. № 5-6. – С. 328-333.
5. Особенности формирования наноструктурных покрытий, сформированных методом плазменного напыления замещенных кальцийфосфатов / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П., Загибашев М.В. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы сборник материалов VI Международной научной конференции для молодых ученых. Саратов, 2017. – С. 161-162.

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА

Ю.А. Скрипкина, И.П. Гришина

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.П. Гришина

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

На сегодняшний день эндопротезирование является неотъемлемой частью медицины. Эндопротезирование позволяет сохранить ритм жизни и трудовую деятельность человека при утрате какого-либо органа [1-3].

Достаточно распространенной проблемой на сегодня являются болезни позвоночника, вызванные изнашиванием межпозвоночных дисков и появлением межпозвоночных грыж. Последствий данных болезней можно избежать благодаря замене «испорченного» межпозвоночного диска на

эндопротез. Целью эндопротезирования межпозвоночного диска является восстановление или сохранение динамической функции позвоночника и облегчение симптомов [4].

В качестве прототипа был выбран протез межпозвоночного диска, который представлен на рис. 1.

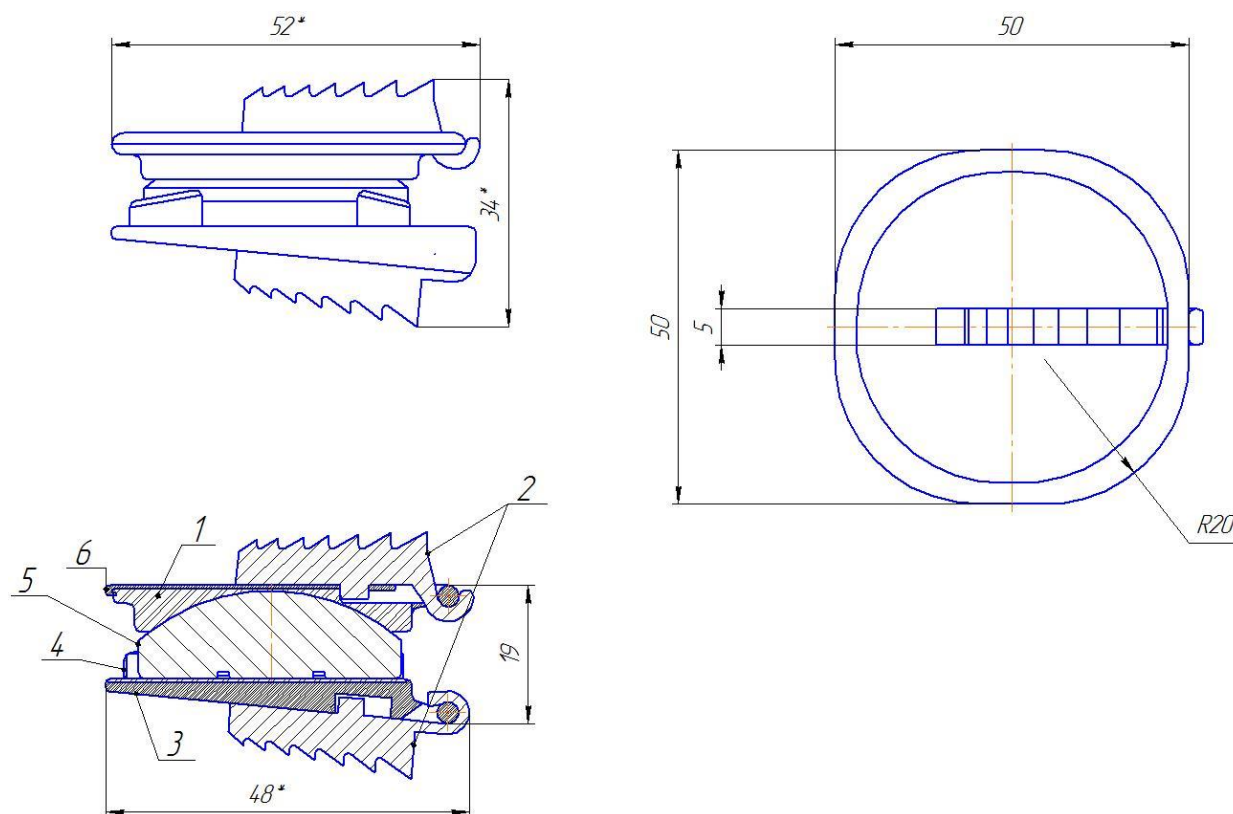


Рис. 1. Прототип эндопротеза межпозвоночного диска:

1 – пластина верхняя, 2 – анкер костный, 3, 6 – адаптационный элемент,
4 – пластина нижняя, 5 – ядро

Прототип эндопротеза межпозвоночного диска содержит верхнюю пластину 1, шарнирно соединенную с нижней пластиной 4, через ядро 5. Каждая из пластин имеет анатомический адаптационный элемент 3, 6, которые позволяют регулировать общий размер эндопротеза в соответствии с размером позвонков. Для закрепления эндопротеза между позвонками используются костные анкеры 2.

Модернизированный эндопротез межпозвоночного диска представлен на рис. 2.

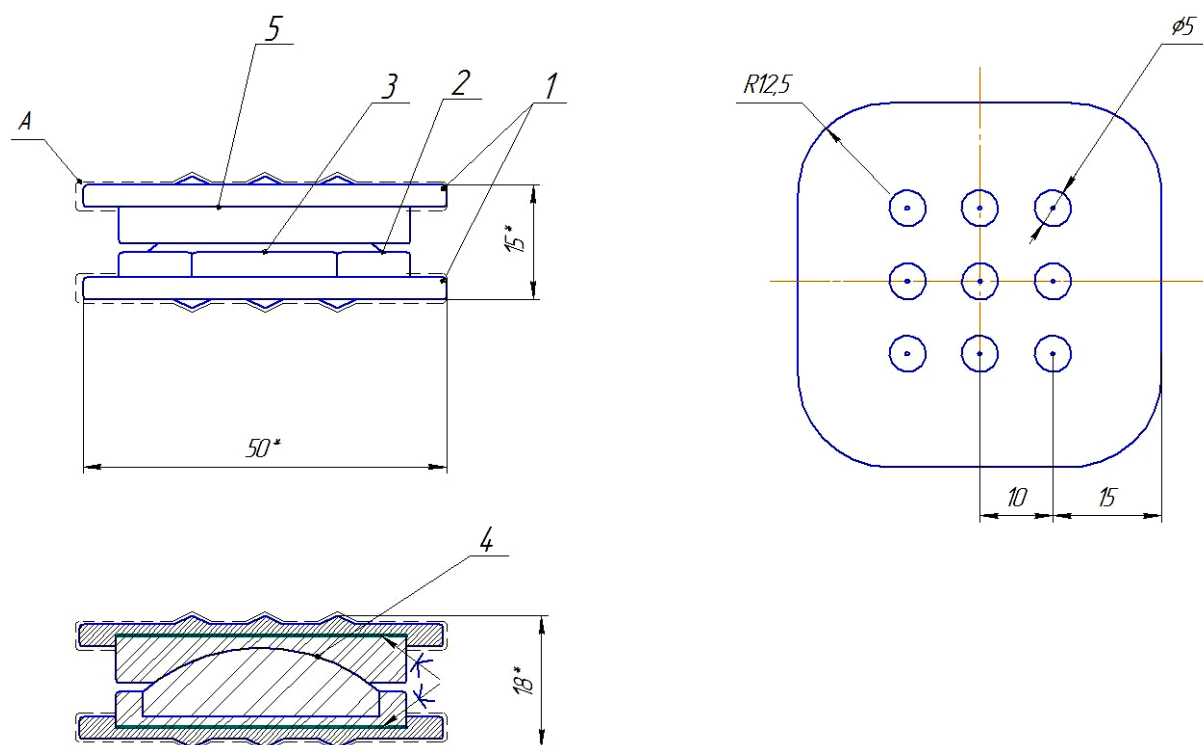


Рис. 2. Модернизированный эндопротез межпозвоночного диска:
1 – крышка, 2 – подложка, 3 – опорное кольцо, 4 – пульпозное ядро,
5 – фиброзное кольцо, 6 – крепежный штифт

Трехмерная модель эндопротеза межпозвоночного диска представлена на рис. 3.

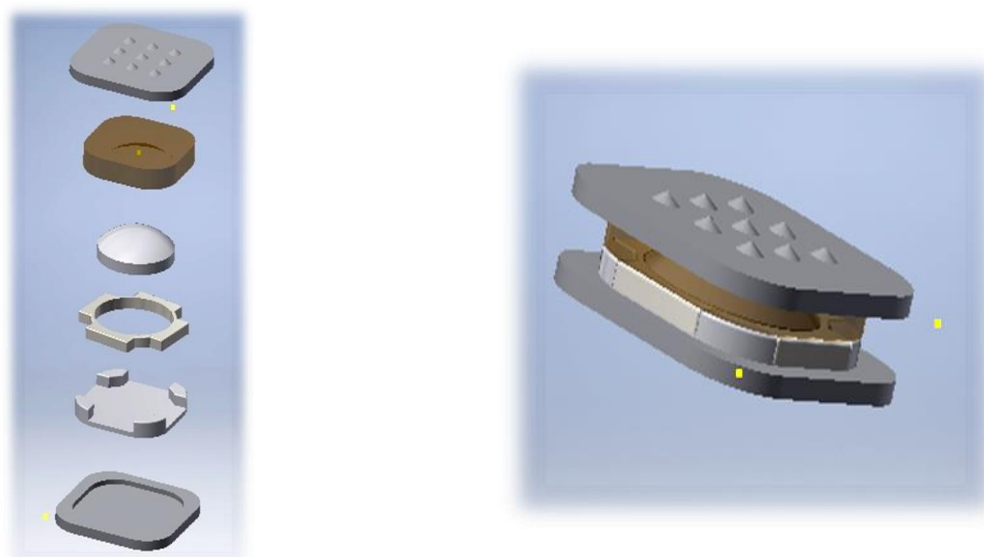


Рис. 3. Трехмерная модель эндопротеза межпозвоночного диска

Эндопротез межпозвоночного диска, имеет искусственное пульпозное ядро. Оно состоит из поликарбонатуретана, что делает его упругим и эластичным. Искусственное пульпозное ядро, в свою очередь, вставляется в

искусственное фиброзное кольцо. Опорное кольцо, также состоит из титана марки BT1-0, и служит опорой для пульпозного ядра, посредством пазов, вставляющихся в пазы подложки 2, состоящей из сверхвысокомолекулярного полиэтилена высокой плотности СВМПЭ. Подложка крепится к внутренней части нижней крышки, посредством склеивания. Эта конструкция позволяет эндопротезу совершать движения в различных направлениях, не причиняя пациенту дискомфортных ощущений.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4.

Литература

1. Плазмонапыленные покрытия на основе металлосодержащих порошков / А.В. Ляникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2017 Материалы Всероссийской школы-семинара. Под редакцией Д.А. Усанова. Саратов, 2017. С. 123-125.
2. Применение аддитивных технологий в медицине и имплантологии / М.В. Загибашев, Д.А. Кудрявцев, И.П. Гришина, О.А. Маркелова // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сборник материалов VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов, 2017. С. 186-188.
3. Особенности технологии плазменного напыления пористых покрытий медицинского назначения / Т.С. Дубинина, О.А. Маркелова, И.П. Гришина // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии сборник материалов VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов, 2017. С. 220-222.
4. Млявых, С.Г. Эндопротезирование межпозвонкового диска – впервые в Нижнем Новгороде / С.Г. Млявых, О.А. Пельмутер, А.И. Ушаков и др. // Нижегородские ведомости медицины. – № 5. – 2007. – С. 16-18.

ЯВЛЕНИЯ, СОПРОВОЖДАЮЩИЕ ПЛАСТИЧНОСТЬ И РАЗРУШЕНИЕ МАТЕРИАЛОВ

С.В. Телегин, Н.И. Китаев

Научный руководитель: ассистент С.В. Телегин

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

В современной медицине в качестве основы для внутрикостных имплантатов применяют компактные материалы: титан, тантал, цирконий и

др. [1-3]. Данные металлы должны обладать определенными механическими свойствами, в частности достаточной прочностью. Говоря о прочности материалов, нельзя обходить вниманием такие понятия как пластичность и разрушение металлов.

Привычные представления о пластичности материалов формируются на основании проведенных опытов, наиболее распространенными из которых остаются испытание на растяжение. Для многих их результаты являются базой отчета, исходя из которых осуществляют попытки прогнозировать поведение материалов в различных условиях эксплуатации: при других схемах напряженно-деформированного состояния, температурах, скоростях деформации и др. Влияние этих факторов на пластичность зачастую противоречиво, закономерности установить трудно, а некоторых случаях, невозможно. Это вызвано тем, что, помимо перечисленных факторов на пластичность материалов оказывают и колебания химического состава (наличие примесей играет немаловажную роль), и особенности технологии получения исходного материала, и атмосферные условия в период выплавки, и структурное состояние материала [4, 5].

Обратим внимание на то, что и наличие примесей, и колебания содержания легирующих элементов, и фазовое состояние относятся к структуре металла, к различным ее составляющим и масштабным уровням. Была введена интегрально-вероятная характеристика структуры – структурная энтропия, учитывающая все масштабные уровни и все элементы структуры, а на ее основе создали наследственную интегрально-вероятностную модель сопротивления деформации, которая хорошо отражает поведение металла. На ее основе попытаемся создать теорию формирования и изменения пластичности.

Считается, что пластичность металлов при растяжении ограничивается потерей устойчивости деформации, ее локализацией в шейке, где происходит разрушение. Таким образом, чтобы понять механизмы формирования пластичности – одного из основных механических свойств металлов – необходимо тщательно произвести анализ причин потери устойчивости пластической деформации, а затем научиться управлять пластичностью или, по крайней мере, прогнозировать ее. Необходимо отметить, что максимальное удлинение металлов при растяжении вследствие потери их устойчивости не может быть объективной характеристикой пластичности. Например, если при растяжении алюминия пластичность составляет 30-50 %, то при прокатке этого металла можно получить удлинение на 1-2 порядка больше, причем без внешних признаков разрушения. В связи с этим становится понятным, почему за многие десятилетия практики обработки металлов давлением был предпринят целый ряд попыток найти общие критерии пластичности и разрешения,

которые дали бы возможность прогнозировать поведение металла в различных условиях деформации.

Попытки выработки единого критерия прогнозирования пластичности материалов для различных способов операций обработки материалов давлением по результатам одного вида испытаний (например, растяжение) окончились неудачно. Не удавалось предсказать даже момента потери устойчивости при растяжении.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5291.2018.4.

Литература

1. Study of Structure of Bioceramic Coatings Obtained by Plasma Spraying of Hydroxyapatites of Synthetic and Biological Origins / V.N. Lysnikov, A.V. Lysnikova, A.V. Pivovarov, I.N. Antonov, V.A. Papshev // Biomedical Engineering. – Vol. 45. – № 4. – Pp. 119-127.

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

3. Mathematical Modeling of Stress in Plasma Coatings Used in Medicine / A.V. Lysnikova, V.M. Taran, O.A. Markelova, O.A. Dudareva, I.P. Grishina // Biomedical Engineering, Vol.47, No.3, September, 2013, pp.142-145.

4. Сдвижков М.А., Механические свойства и структура металлов. – М., 2013.

5. Богатов А.А. Механические свойства и модели разрушения металлов: учеб. пособие для вузов. – Екатеринбург: УГТУ-УПИ, 2002. – 329 с.

КОМБИНИРОВАННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ СОЗДАНИЯ ПОКРЫТИЙ ЭНДОПРОТЕЗОВ

С.В. Телегин, М.М. Соболев

Научный руководитель: ассистент С.В. Телегин

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

Развитие научно-технического прогресса в области создания изделий нового поколения для машиностроения, приборостроения и медицины требует совершенствования существующих и разработки принципиально новых технологических процессов, направленных на повышение надежности и долговечности применяемых материалов [1-3]. При этом финишные методы обработки материалов, формирующие физические,

механические и химические характеристики поверхностного слоя, играют значительную роль.

В последнее время интенсивно развивается направление создания медицинских внутрикостных эндопротезов, а также современных имплантационных биосовместимых материалов [4-6]. Понятие «имплантация» включает вживление в биологические ткани пациента материалов небиологического характера, но безвредных для организма: биоактивных, биоинертных и биотолерантных – различного рода специальных изделий из металлов, полимеров, керамики, различных видов биостекло, композиционных материалов [7].

В частности, дентальная имплантология стала одной из важнейших частей общей стоматологии. Практически это самостоятельная дисциплина, формирующаяся на стыке медицины, биофизики, материаловедения, процессов обработки.

Использование внутрикостных эндопротезов в настоящее время возможно практически в любой клинической ситуации. Знание технологии производства имплантатов, биологических реакций на границе искусственная-естественная ткань, всех этапов подготовки, планирования и лечения пациентов позволяет получить требуемый результат [4-7].

Разработка новых и совершенствование существующих технологий формирования на поверхности эндопротезов покрытий с необходимыми биологическими, физико-химическими, физико-механическими и функциональными свойствами является методом решения задачи по повышению эффективности и долговечности функционирования дентальных имплантатов [1-3].

Титан и сформированные на его поверхности металлокерамические покрытия относятся к наиболее востребованным материалам и покрытиям при изготовлении ответственных деталей, которые эксплуатируются в широком диапазоне знакопеременных циклических, динамических и статических нагрузок, и в зависимости от назначения подвержены воздействию окислительной среды [7].

С точки зрения биосовместимости для длительно работающих в живом организме эндопротезов предпочтительно использовать чистый титан BT1-00, который в отличие от своих сплавов не содержит вредных для живого организма легирующих добавок, как правило, покрыт пассивирующей пленкой, имеет высокую пластичность, но недостаточные прочностные характеристики, в частности по циклической долговечности. Вследствие этого более 5 % внедренных имплантатов отторгается из-за развития некроза костной ткани, возникающего при поверхностном разрушении, выкрашивании и проникновении металлических частиц в окружающие ткани организма, что также ограничивает срок применения современных имплантатов. Кроме того, при применении титана в медицинских конструкциях предъявляются повышенные требования к его

жесткости и диэлектрическим свойствам поверхности. Улучшение свойств титановых сплавов для применения в медицине велось по пути повышения его прочности за счет легирования, например, при получении титанового сплава Ti6Al4V, поверхностного упрочнения, а в последнее время путем создания нанокристаллической структуры титана и регулирования его биологических свойств от биоинертности до биоактивности с помощью покрытий. Для повышения диэлектрических свойств поверхностных слоев титана в технике и медицине широко используются различные методы оксидирования, причем для повышения биоинертных свойств титана используются методы электрохимического оксидирования. Покрытия с биоактивными свойствами наиболее эффективно формируются плазменным напылением порошка гидроксиапатита $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. При этом в последнее время наряду с разработкой состава покрытий, их макро- и микроструктурой, все большее внимание уделяется морфологии поверхности [3].

Высокой эффективностью обладает технология формирования металлокерамических покрытий на титановой основе лазерным излучением для изделий машиностроения, приборостроения и медицины [8].

В связи с этим, исследования направленные на решение вопросов, связанных с повышением прочности и твердости, в том числе поверхностной прочности титана, долговременной стойкости покрытий при обеспечении соответствующей биосовместимости и биоактивности медицинских конструкций и эндопротезов, являются актуальными.

Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5291.2018.4.

Литература

1. Биоактивные материалы и покрытия в дентальной имплантологии: учеб. пособие / К.Г. Бутовский [и др.] – Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2004. – 94 с.
2. Баринов С.М. Керамические и композиционные материалы на основе фосфатов кальция для медицины // Успехи химии. – 2010. – Т. 79. – № 1. – С. 15-32.
3. 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.
4. Study of Properties of Silver-Substituted Hydroxyapatite and Biocomposite Nanostructured Coatings Based on It/ A. V. Liasnikova , V. N. Liasnikov, O. A. Markelova, O. A. Dudareva, S. J. Pichhidze, I. P. Grishina/ Biomedical Engineering. Vol. 49. No. 5, 2016. Pp. 304-307.
5. Biocomposite Plasma-Sprayed Coatings Based on Zinc-Substituted Hydroxyapatite: Structure, Properties, and Prospects of Application/ A. V.

Lyasnikova, O. A. Markelova, V. N. Lyasnikov, O. A. Dudareva/ Mechanics of Composite Materials, 2016, Vol. 51, Issue 6, pp 801-804.

6. Plasma-sprayed nanostructured composite coatings based on copper-containing hydroxyapatite/ A. V. Lyasnikova, O. A. Markelova, V. N. Lyasnikov, O. A. Dudareva, and I. P. Grishina // Mechanics of Composite Materials, Vol. 52, No. 1, March, 2016. – P. 109-112.

7. 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.

8. Морфология поверхности титана, модифицированной импульсной лазерной обработкой / С.В. Телегин, В.Н. Лясников, И.Ю. Гоц //Вестник Саратовского государственного технического университета. 2015. Т. 3. № 1 (80). С. 101-106.

КОМБИНИРОВАННАЯ ПЛАЗМЕННО-ЛАЗЕРНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ СОЗДАНИЯ БИОКОМПОЗИТНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ 3D ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЗАМЕЩЕННЫХ КАЛЬЦИЙФОСФАТОВ

А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова,
С.В. Телегин, И.П. Гришина

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

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

Для придания внутрикостным имплантатам повышенных остеоинтеграционных свойств на их поверхность с помощью технологии плазменного напыления наносят пористое покрытие на основе биоактивных порошков, таких как гидроксиапатит, трикальцийфосфат, фторгидроксиапатит и др. [1].

Обычно тело имплантата изготавливают из компактного материала (титан, тантал, цирконий и др.). Предварительная обработка поверхности металла перед нанесением покрытия включает его очистку при помощи УЗ-колебаний и создание развитого микрорельефа поверхности посредством воздушно-абразивной обработки [1].

В настоящее время особый интерес представляет использование в качестве исходных порошков для создания биокompозитных наноструктурированных 3D покрытий замещенных кальцийфосфатов (магний-, серебро-, цинк-, медь-, стронций-, барийзамещенные и т.д.) [2].

В связи с тем, что покрытия на основе порошков замещенных кальцийфосфатов обладают особыми механическими характеристиками, отличными от покрытий, полученных на основе немодифицированных материалов [3, 4] перспективным представляется изменить технологию предварительной подготовки поверхности перед процессом напыления для повышения прочностных характеристик покрытий, а также провести дополнительное воздействие на уже созданное покрытие.

Предлагается заменить процесс абразивно-струйной обработки поверхности имплантатов на обработку концентрированными потоками энергии (лазерным излучением). Известно [5], что, варьируя параметры технологического процесса лазерной обработки, такие как напряжение накачки лампы, длительность и частота следования импульсов, а также число импульсов в пятне облучения можно регулировать тепловое воздействие, влияющее на формирование микрорельефа на компактной структуре имплантата, что позволяет изменять морфологию поверхности под конкретно поставленную задачу. Модификация поверхности лазерным облучением с оплавлением поверхности позволяет существенно увеличить глубину модифицированного слоя, что приводит к увеличению микротвердости исходной титановой основы.

С другой стороны, облучение сформированного покрытия позволит добиться повышения равномерности структуры и улучшение структурно-морфологических характеристик покрытия [6].

Исследование выполняется при финансовой поддержке гранта Президента для государственной поддержки молодых российских ученых РФ – докторов наук МД-1403.2017.8 и стипендий Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-5048.2018.4 и СП-5291.2018.4, а также Гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Литература

1. Лясников В.Н. Плазменное напыление: монография / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, О.А. Дударева. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. 643 с.
2. Модифицированные гидроксиапатиты и нанокompозитные покрытия на их основе: монография / А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, В.Н. Лясников. Саратов: Изд-во СГТУ, 2016. – 123 с.
3. Адгезионно-когезионные характеристики нанокompозитных плазменных покрытий на основе замещенных трикальцийфосфатов / А.В. Лясникова, И.П. Гришина, О.А. Дударева, О.А. Маркелова // Нанoeлектроника, нанофотоника и нелинейная физика: доклады XII Всероссийской конференции молодых ученых. 2017. С. 159-160.
4. Lyasnikova A.V., Dudareva O. A., Lyasnikov V. N., Markelova O. A., Grichina I. P. / Composition and microstructure of zinc-substituted tricalcium

phosphate and plasma biocoating based hereon // Powder Metallurgy and Metal Ceramics, 2018, 56(9-10). – P. 541-545.

5. Морфология поверхности титана, модифицированной импульсной лазерной обработкой / С.В. Телегин, В.Н. Лясников, И.Ю. Гоц // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2015. Т. 3. № 1 (80). С. 101-106.

6. Перспективные направления совершенствования внутрикостных имплантатов с применением лазерных технологий / В.А. Папшев, В.Н. Лясников, Е.Л. Сурменко // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2011. № 1. С. 41.

Научное издание

АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ
БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ

Сборник материалов
VII Всероссийской научной конференции
для молодых ученых

Редактор Л.А. Скворцова

Компьютерная верстка Т.В. Семеновой

Подписано в печать 12.03.18

Формат 60×84 1/16

Бум. офсет.

Усл. печ. л. 16,25

Уч.-изд. л. 15,1

Тираж 100 экз.

Заказ 17

Саратовский государственный технический университет

410054, Саратов, Политехническая ул., 77

Отпечатано в ООО «Издательский дом "Вариа"»,

410076, г. Саратов, ул. Чернышевского, д. 120А.

Тел.: (8452) 24-95-70, 23-32-76. e-mail: poligrafsan@yandex.ru

