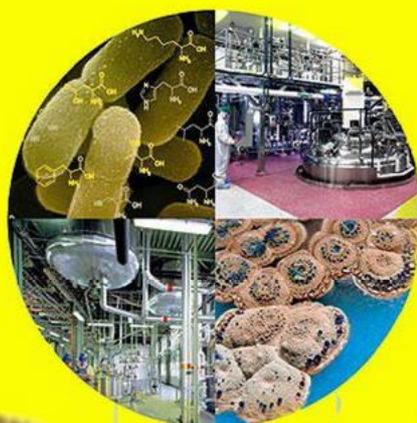


**VI Всероссийская научная конференция  
для молодых ученых, студентов и школьников  
«Актуальные вопросы биомедицинской инженерии»**



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

**АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ  
БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ**

**Сборник материалов  
VI Всероссийской научной конференции  
для молодых ученых, студентов и школьников**

**Саратов 2017**

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 VI  
Всерос. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников.  
Саратов, 24 октября-12 декабря 2016 г. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т,  
2017. 230 с.  
ISBN 978-5-7433-3122-2

В сборнике представлены материалы VI Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии», проходившей с 24 октября по 12 декабря 2016 г. в Саратовском государственном техническом университете имени Гагарина Ю.А. в соответствии с приказом СГТУ № 867-П от 21.10.2016.

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*

ISBN 978-5-7433-3122-2

© Саратовский государственный  
технический университет, 2017  
© Авторы статей, 2017

## СОДЕРЖАНИЕ

### НАУЧНАЯ ШКОЛА ПО МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКЕ И ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЕ В ОБНИНСКЕ

О.П. Александрова, Ю.А. Кураченко, Е.С. Матусевич, О.Т. Грудзевич,  
А.Н. Клёпов, Н.К. Вознесенский ..... 10

### ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ОКСИДНЫХ ТИТАНОВЫХ НАНОТРУБОК С КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫМИ ПОКРЫТИЯМИ

Р.В. Чернозем, М.А. Сурменева, А.И. Тюрин..... 13

### ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОФОРМИРОВАНИЯ НА СТРУКТУРУ 3-Д СКЭФФОЛДОВ ИЗ ПОЛИГИДРОКСИБУТИРАТА- ГИДРОКСИВАЛЕРАТА

Р.В. Чернозем, М.А. Сурменева..... 16

### ВЛИЯНИЕ ОСАЖДЕНИЯ ГИДРОКСИАПАТИТА И ПОСЛЕДУЮЩЕГО ОТЖИГА НА МОРФОЛОГИЮ И ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БИОДЕГРАДИРУЕМОГО МАГНИЕВОГО СПЛАВА AZ31

Е.С. Мельников, М.А. Сурменева..... 20

### 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 ..... 24

### ПОРИСТЫЕ МАТЕРИАЛЫ БИОМЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ ПОЛИМЕРКОЛЛОИДНЫХ ДИСПЕРСИЙ СУКЦИНАМИДА ХИТОЗАНА И НАНОЧАСТИЦ ЙОДИДА СЕРЕБРА

Ф.Р. Гимаева, А.А. Базунова ..... 27

### ИМИТАЦИОННЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ СИСТЕМ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ С КОДИРУЕМЫМИ АПЕРТУРАМИ

А.С. Орлов, Ю.А. Куприянова..... 30

### ТЕЛЕМЕДИЦИНСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИАГНОСТИКИ ГЕСТОЗА У БЕРЕМЕННЫХ С ПАТОЛОГИЕЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

М.Н. Москалева ..... 33

### АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОКРЫТИЙ ИЗ НАНОЧАСТИЦ СЕРЕБРА И КАЛЬЦИЙФОСФАТА НА ТИТАНОВЫХ СКЭФФОЛДАХ

Е.А. Чудинова, Е.В. Мельник ..... 35

**СОЗДАНИЕ БИОПОЛИМЕРНЫХ МАТРИЦ ДЛЯ РЕГЕНЕРАТИВНОГО  
ТКАНЕГЕНЕЗА**

А.Н. Капорская, Т.Ю. Сеницына, И.Г. Азизов ..... 39

**УЛУЧШЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МОСТОВОГО  
ПРОТЕЗА ПРИ ПОМОЩИ ОПТИМИЗАЦИИ ТОПОЛОГИИ  
КОНСТРУКЦИИ**

К.С. Бодягина, С.П. Павлов ..... 41

**РАЗРАБОТКА ПЕЧАТНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ АНТЕННЫ  
ДЛЯ МАММОЛОГИИ**

И.А. Павич ..... 44

**ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА  
ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ГЕМОДИНАМИКИ КРОВИ**

Т.В. Истомина, В.В. Истомин, Е.А. Шачнева, Т.И. Мурашкина ..... 47

**ВЛИЯНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН АППАРАТА УЗТ-101 Ф  
НА ПРОТЕКАНИЕ ДИФФУЗИИ ЧЕРЕЗ МЕМБРАНУ**

И.Н. Валько, М.И. Гордин ..... 49

**ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ОЦЕНКА СИЛЫ МЫШЦ ПРИ ПОМОЩИ  
СТИМУЛЯЦИИ**

Т.Ю. Шувалова ..... 52

**АВТОМАТИЗАЦИЯ ВЫБОРА ПОРОГА В ЗАДАЧАХ СЕГМЕНТАЦИИ  
ОПУХОЛИ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ ИЗОБРАЖЕНИЯХ**

А.Р. Абдулракеб, В.А. Аль-Хайдри ..... 54

**ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОВОЛНОВОЙ РАДИОТЕРМОМЕТРИИ  
В ВЫЯВЛЕНИИ ПАТОЛОГИЙ И ЗАБОЛЕВАНИЙ МОЗГА**

Э.Р. Абидулин ..... 58

**МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ СУЛЬФАФУРАЗОЛА С ПОМОЩЬЮ  
ВЫСОКО-ЭФФЕКТИВНОЙ ЖИДКОСТНОЙ ХРОМАТОГРАФИИ  
С УФ ДЕТЕКТОРОМ**

И.К. Алиева, Я.Б. Древко ..... 60

**ОЦЕНКА ФАРМАКОТЕРАПИИ ГЕПАТИТА НЕЙРОННОЙ СЕТЬЮ**

А.Н. Астафьев ..... 64

**РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ДИАГНОСТИКИ ГЛАЗНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ  
С ПОМОЩЬЮ ПРЯМОЙ ЦЕПОЧКИ РАССУЖДЕНИЙ**

Е.Ю. Бабаева ..... 67

**АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ И ПЕРСПЕКТИВНЫХ МЕТОДОВ  
КОНТРОЛЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЛИЦ,  
ЗАНИМАЮЩИХСЯ В ТРЕНАЖЕРНЫХ ЗАЛАХ И ФИТНЕС-ЦЕНТРАХ**

Т.Х. Куаншкалиев, Р.Р. Ибрагимов, Ю.М. Брумштейн, А.А. Ибрагимова,  
И.С. Куксов, А.А. Леликова ..... 70

<b>ПУТИ ПОВЫШЕНИЯ РАВНОМЕРНОСТИ ГРАНУЛОМЕТРИЧЕСКОГО СОСТАВА КОМПОЗИЦИИ ИЗ АЛЮМООКСИДНЫХ ПОРОШКОВ ПЕРЕД ПЛАЗМЕННЫМ НАПЫЛЕНИЕМ ПОКРЫТИЙ НА МЕДИЦИНСКИЕ ИМПЛАНТАТЫ</b>	
С.В. Мальцева, Ю.Р. Сагитдинова, И.П. Мельникова, А.В. Лясникова .....	73
<b>ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНОЙ ОБЛАСТИ СТАБИЛЬНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ КАРДИОГРАФА «MEDINOVA ECG – 9801» ПО ПОГРЕШНОСТИ ИЗМЕРЕНИЙ</b>	
И.Ю. Чуфицкая .....	75
<b>ОПТИМИЗАЦИЯ ЧАСТОТ, ГЕНЕРИРУЕМЫХ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРОМ «ДИАДЭНС», ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ФИЗИОПРОЦЕДУРЫ</b>	
А.В. Шабанова .....	78
<b>УПРАВЛЕНИЕ ЭЛЕКТРОПРИВОДОМ МЕХАНИЗМА МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ</b>	
Д.Б. Кисиев .....	81
<b>ПРИНЦИПЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА ИОННО-ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ И ДРУГИХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ</b>	
Д.А. Духновский .....	84
<b>ПРЕЦИЗИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ В ПРОГРАММНЫХ СИСТЕМАХ ДЛЯ ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ</b>	
Ю.Г. Забарянский, А.В. Левченко, Е.А. Онищук, Ю.А. Кураченко, Н.К. Вознесенский .....	86
<b>ТЕРМОГИДРАВЛИКА КОМБИНИРОВАННОЙ МИШЕНИ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА ФОТОНЕЙТРОНОВ</b>	
Ю.Г. Забарянский, Е.А. Онищук, Ю.А. Кураченко, Н.К. Вознесенский .....	88
<b>ОПТИМИЗАЦИЯ ТЕРМОГИДРАВЛИКИ МИШЕНИ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА ФОТОНЕЙТРОНОВ</b>	
Ю.Г. Забарянский, Е.А. Онищук, Ю.А. Кураченко .....	92
<b>АНАЛИЗ ДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ФАНТОМНОЙ СРЕДЫ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО</b>	
А.А. Исаева, Е.А. Исаева, А.В. Пантюков .....	95
<b>АНАЛИЗ СТРУКТУРЫ ФАНТОМА БИОТКАНИ МЕТОДОМ СПЕКЛ-КОРРЕЛОМЕТРИИ</b>	
А.Е. Исаева, А.А. Исаева, М.А. Мачеев, Ю.В. Агапова .....	98
<b>ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ГИДРОДИОДОВ ПРИ ГЕМОТРАНСФУЗИИ</b>	
С.Ю. Кайгородов .....	100

<b>СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ АНТИБИОТИКА ТИЛОЗИНА МЕТОДОМ ВЭЖХ С УФ ДЕТЕКТОРОМ</b>	
О.Р. Калинина, Я.Б. Древко, Т.С. Осина, М.С. Богданова .....	103
<b>ПЕРСПЕКТИВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ХИТОЗАНА, ПОЛУЧЕННОГО ИЗ АЛЬТЕРНАТИВНОГО СЫРЬЯ</b>	
Ю.С. Кармеева, А.А. Амелькина, О.Р. Калинина, Л.С. Крылова .....	107
<b>МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТРИМЕТОПРИМА С ПОМОЩЬЮ ВЫСОКОЭФФЕКТИВНОЙ ЖИДКОСТНОЙ ХРОМАТОГРАФИИ С УФ ДЕТЕКТОРОМ</b>	
А.С. Колышкина, Т.С. Осина, Я.Б. Древко .....	109
<b>ЭФФЕКТИВНОСТЬ РАБОТЫ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЭКСПРЕСС–КОНТРОЛЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ</b>	
А.М. Корчажинская.....	113
<b>КИНЕТИЧЕСКИЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ АДСОРБЦИИ АМИНОВ НА АЛЮМОСИЛИКАТАХ, МОДИФИЦИРОВАННЫХ НЕИОННЫМИ ПАВ</b>	
А.В. Косарев, М.В. Истрашкина.....	116
<b>ГАЛЬВАНИЧЕСКИЕ ПОКРЫТИЯ КАК ОДИН ИЗ СПОСОБОВ ЗАЩИТЫ МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ</b>	
А.М. Логутов .....	119
<b>ТЕОРЕТИКО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПУТЕЙ ФОРМИРОВАНИЯ АДГЕЗИОННО-ПРОЧНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНЫ</b>	
В.А. Гомон, Н.В. Протасова, Е.П. Петрова, М.В. Загибашев .....	122
<b>ОПЕРАТИВНАЯ РЕГИСТРАЦИЯ И ДИАГНОСТИКА ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА ВО ВРЕМЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ</b>	
Е.П. Матюхин.....	127
<b>ПРИМЕНЕНИЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДАТЧИКОВ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ HELICOVASTER PYLORI</b>	
Р.М. Нафикова.....	130
<b>МИКРОВОЛНОВАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ ДЛЯ УРОЛОГИИ</b>	
А.А. Новов.....	132
<b>АВТОРСКИЙ СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ ГЕМОСТАЗА</b>	
А.А. Одинокова, Е.И. Глинкин.....	135

<b>БИОДЕГРАДИРУЕМЫЕ ПОЛИМЕРСОДЕРЖАЩИЕ ЛЕКАРСТВЕННЫЕ КОМПОЗИТЫ В ЛЕЧЕНИИ ДЕГЕНЕРАТИВНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ</b>	
С.Н. Павлинич .....	138
<b>ИССЛЕДОВАНИЕ АНТИМИКРОБНОЙ АКТИВНОСТИ ЭКСТРАКТА АНТОЦИАНОВОЙ КУКУРУЗЫ ЛИНИИ ПУРПУРНАЯ САРАТОВСКАЯ</b>	
В.В. Рогожин, А.Д. Навлютов.....	141
<b>СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ПАЦИЕНТА В КЛИНИКЕ</b>	
М.А. Рогозина .....	144
<b>УПРАВЛЕНИЕ БИОТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ УСТАНОВКОЙ ПО ВЫРАЩИВАНИЮ БАКТЕРИЙ НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ</b>	
Н.В. Синицина .....	146
<b>ДИАГНОСТИКА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ КОНТУРОВ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ В УСЛОВИЯХ ПЛЕГИИ И ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ</b>	
Т.А. Галушко, В.В. Сказкина, Э.А. Манафова, С.А. Мироно, В.А. Шварц.....	148
<b>ДИАГНОСТИКА НЕЛИНЕЙНОЙ СВЯЗАННОСТИ МЕЖДУ КАНАЛАМИ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ЭЭГ КРЫС ПЕРЕД НАЧАЛОМ ПИК-ВОЛНОВЫХ РАЗРЯДОВ</b>	
А.А. Грищенко .....	151
<b>ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОДЕЛИ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ СИМУЛЯЦИИ ПАССИВНОЙ ОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ПРОБЫ</b>	
Ю.М. Ишбулатов, Д.Д. Кульминский, В.С. Хорев, В.А. Шварц.....	154
<b>ИССЛЕДОВАНИЕ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ ДВУХЧАСОВЫХ ЗАПИСЕЙ</b>	
В.В. Сказкина.....	157
<b>ИССЛЕДОВАНИЕ СИНХРОНИЗАЦИИ РИТМОВ КОНТУРОВ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ СИГНАЛОВ ПАЛЬЦЕВОЙ И УШНОЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ</b>	
Т.А. Галушко, В.В. Сказкина, Манафова Э.А., С.А. Миронов, В.А. Шварц.....	160
<b>ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВРЕМЕНИ ЗАДЕРЖКИ СВЯЗИ ПО ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ МОДЕЛЕЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДА УЧЕТА БЛИЖАЙШИХ ВЕКТОРОВ СОСТОЯНИЯ</b>	
А.К. Чепцова, В.А. Шварц, С.А. Миронов, В.С. Хорев.....	162
<b>СИНХРОНИЗАЦИЯ СВЕРХМЕДЛЕННЫХ КОЛЕБАНИЙ ПОТЕНЦИАЛА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ С РИТМАМИ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ И ДЫХАНИЯ</b>	
Т.А. Галушко, А.Е. Руннова, В.С. Хорев.....	165

<b>СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ СВЯЗАННОСТИ ПО ФАЗОВОЙ ДИНАМИКЕ СИГНАЛОВ ПОДСИСТЕМ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ</b>	
А.В. Плуталова, Ю.С.Кузнецова, С.А. Миронов, В.А. Шварц, В.С. Хорев.....	168
<b>УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ПРОТЕЗА КИСТИ</b>	
Н.М. Кривенцов.....	170
<b>ПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ БИОИМПЕДАНСА В АНОМАЛЬНЫХ ЗОНАХ ПРОВОДИМОСТИ</b>	
И.А. Комлев.....	173
<b>ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ ОБРАБОТКИ БИМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В СРЕДЕ МАТЛАБ</b>	
И.А. Малютина.....	176
<b>МИКРОВОЛНОВАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ ПУЗЫРНО-МОЧЕТОЧНИКОВОГО РЕФЛЮКСА</b>	
Д.А. Хромов.....	178
<b>УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЙ ГЛАЗ</b>	
К.Л. Хузягулова.....	181
<b>АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ СНИЖЕНИЯ РИСКА ТРАВМ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ УПРАЖНЕНИЙ ТЯЖЕЛОЙ АТЛЕТИКИ</b>	
А.А. Ярославцев.....	183
<b>ПРИМЕНЕНИЕ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В МЕДИЦИНЕ И ИМПЛАНТОЛОГИИ</b>	
М.В. Загибашев, Д.А. Кудрявцев, И.П. Гришина, О.А. Маркелова.....	186
<b>МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА</b>	
И.Н. Кармилицин.....	188
<b>РАЗРАБОТКА КОМБИНИРОВАННОЙ ТЕХНОЛОГИИ ПОЛУЧЕНИЯ ПОКРЫТИЙ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ</b>	
Ю.А. Скрипкина, И.П. Гришина.....	191
<b>ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОКРЫТИЙ РАЗЛИЧНОЙ МОРФОЛОГИИ</b>	
В.Н. Лясников, И.Н. Антонов, В.А. Гомон, И.П. Гришина.....	193
<b>РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОГО АВТОМАТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ РАДИОНУКЛИДНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ</b>	
Ю.А. Скрипкина.....	199

<b>ТЕХНОЛОГИЯ ЛАЗЕРНОЙ ПОВЕРХНОСТНОЙ МОДИФИКАЦИИ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ</b>	
С.В. Телегин, Н.И. Китаев, Т.Е. Коржинов .....	204
<b>МОДИФИКАЦИЯ КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫХ ПОРОШКОВ ВВЕДЕНИЕМ ЧАСТИЦ МЕТАЛЛОВ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМОСТИ</b>	
О.А. Маркелова, И.П. Гришина, К.С. Дорогова .....	206
<b>ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ СТРУКТУРНО- МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОКЕРАМИЧЕСКИХ НАНОКОМПОЗИТНЫХ ПОКРЫТИЙ ПЛАЗМЕННЫМ НАПЫЛЕНИЕМ ПО КОМБИНИРОВАННОЙ ТЕХНОЛОГИИ</b>	
И.П. Гришина, А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, В.А. Гомон .	210
<b>ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЦИНК-ЗАМЕЩЕННОГО ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТА</b>	
А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина .....	213
<b>ЛАЗЕРНОЕ УПРОЧНЕНИЕ И ЛЕГИРОВАНИЕ</b>	
С.В. Телегин, М.А. Баранов, Н.И. Китаев .....	215
<b>АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ВАКУУМНОЙ УЛЬТРАФИОЛЕТОВОЙ ОБРАБОТКИ МИКРОКАПСУЛ</b>	
Н.К. Сисин, Д.А. Кудрявцев .....	217
<b>ОСОБЕННОСТИ ТЕХНОЛОГИИ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ</b>	
Т.С. Дубинина, О.А. Маркелова, И.П. Гришина,.....	220
<b>ТЕРМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА МАТЕРИАЛОВ ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ</b>	
С.В. Телегин, М.А. Баранов, Н.И. Китаев .....	222
<b>МЕДИЦИНСКИЙ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПЛОДА</b>	
Т.С. Дубинина, О.А. Маркелова .....	224
<b>РАЗРАБОТКА СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОГО АВТОМАТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ</b>	
К.С. Дорогова, М.В. Загибашев, В.М. Таран, О.А. Дударева.....	227

## НАУЧНАЯ ШКОЛА ПО МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКЕ И ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЕ В ОБНИНСКЕ

О.П. Александрова<sup>\*</sup>, Ю.А. Кураченко<sup>\*\*</sup>, Е.С. Матусевич<sup>\*</sup>,  
О.Т. Грудзевич<sup>\*\*\*</sup>, А.Н. Клёпов<sup>\*\*\*\*</sup>, Н.К. Вознесенский<sup>\*\*\*\*\*</sup>  
Научный руководитель: д.ф.-м.н. Ю.А. Кураченко

<sup>\*</sup> *Обнинский институт атомной энергетики –  
филиал НИЯУ МИФИ, г. Обнинск*

<sup>\*\*</sup> *Всероссийский научно-исследовательский институт радиологии и  
агроэкологии, г. Обнинск*

<sup>\*\*\*</sup> *АО ГНЦ РФ – Физико-энергетический институт, г. Обнинск*

<sup>\*\*\*\*</sup> *НПП «ДИОНИС», г. Обнинск,*

<sup>\*\*\*\*\*</sup> *ГКБ №8, г. Обнинск*

Практически с основания Медицинского Радиологического Научного Центра в Обнинске (МРНЦ, ранее Институт медицинской радиологии) установились прочные творческие связи его сотрудников с обнинскими физиками, прежде всего, из ФЭИ. За полвека был выполнен широкий круг совместных исследований, многие из которых имели мировой приоритет. Если на первых этапах сотрудничество в большой степени было выполнением спорадических заказов МРНЦ, то со временем инициатива всё больше смещалась к физикам, и задачи становились всё более фундаментальными и системными.

Из совместных достижений мирового уровня необходимо отметить уникальный опыт нейтронной терапии: несколько сотен подготовленных в МРНЦ пациентов с новообразованиями различной локализации прошли курс облучения на пучке реактора БР-10 (ФЭИ) (рис. 1).

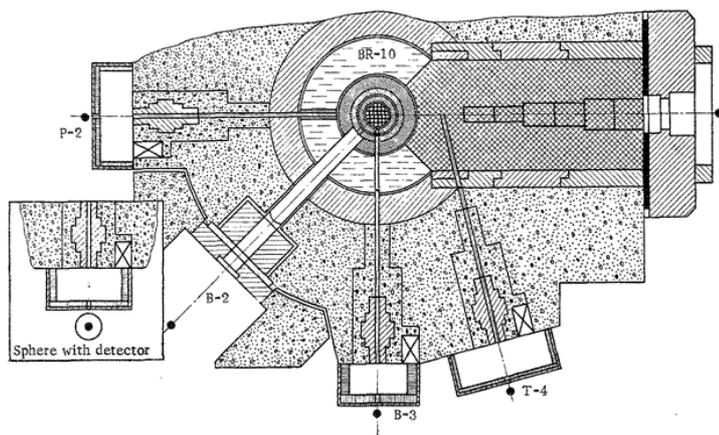


Рис. 1. Реактор БР-10: слева – общий вид,  
справа – радиальное сечение на высоте центра активной зоны

На основании, прежде всего, многолетних контактов с МРНЦ с начала 90-х годов в Институте атомной энергетики (Обнинск) сложилась одна из ведущих в стране научных школ по ядерной медицине. Основателем и бессменным руководителем школы, возникшей на базе кафедры ядерной физики, является

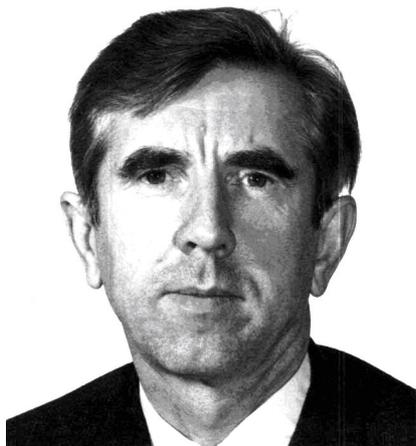


Рис. 2. О.Д. Казачковский

проф. Евгений Сергеевич Матусевич. Кафедра «Ядерная физика» основана в 1958 г. Олегом Дмитриевичем Казачковским, который стал её первым руководителем (рис. 2).

В течение десятилетий кафедрой руководили последовательно А.И. Абрамов, С.Р. Холев, Е.С. Матусевич, О.Т. Грудзевич. Вначале основными коллаборантами школы были сотрудники кафедры и её филиала в МРНЦ, но постепенно в орбиту школы вошли исследователи из всех научных организаций города (ФЭИ, ЭНИМЦ, ФХИ, ТАЙФУН), а также практикующие врачи из городской клиники.

Организации, с сотрудниками которых налажена коллаборация, представлены на рис. 3.

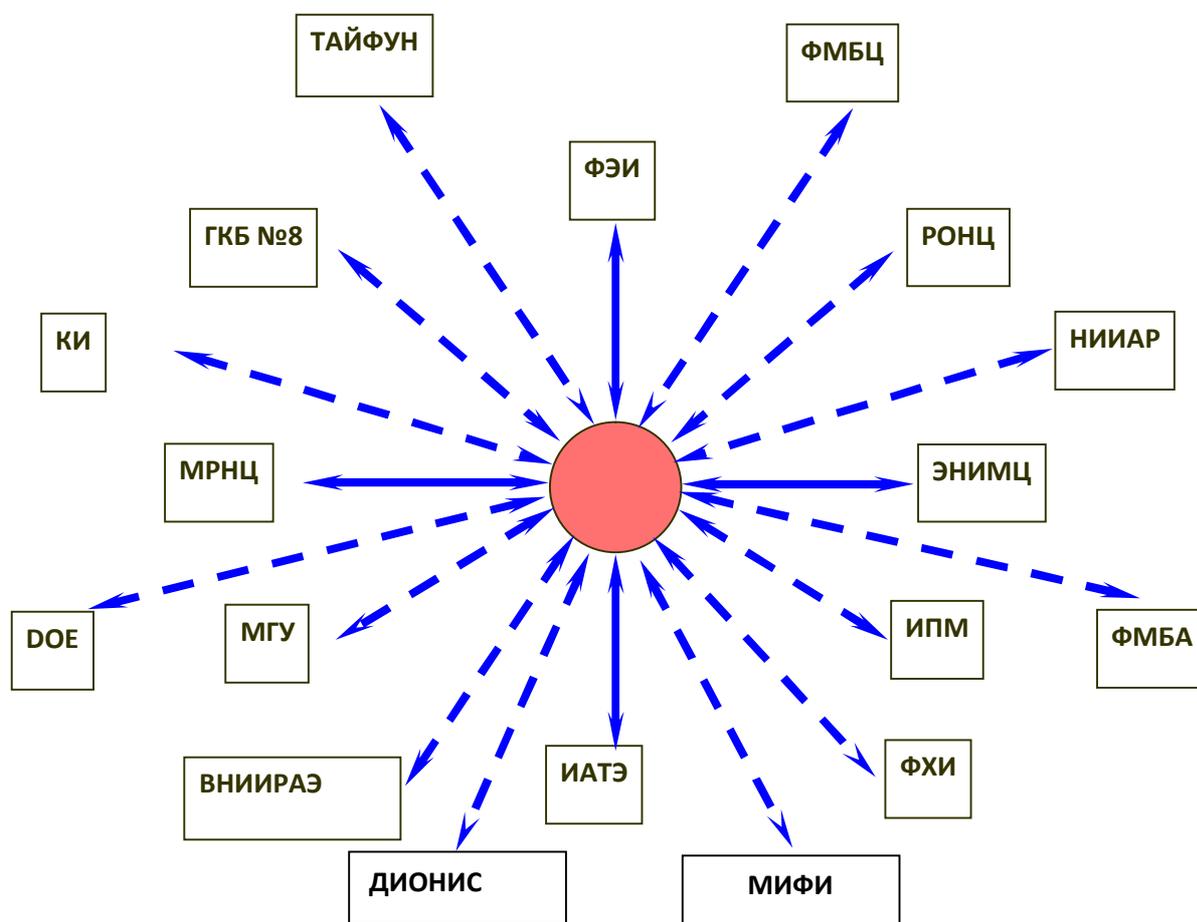


Рис. 3. Основные коллаборанты школы

Руководство кафедры последовательно вело работу по созданию специальностей обучения студентов и аспирантов по данному направлению научной школы. За полтора десятилетия выпущено более сотни медицинских физиков, нашедших себе применение в Обнинске, Подмосковье и Москве, а также за рубежом.

В рамках Школы защищены 12 диссертаций (в т.ч. докторская) по тематикам радиационной медицины. Работы участников школы широко публикуются в периодике, выпущены более десяти монографий в России и в иностранных издательствах. На конференциях в стране и за рубежом представлено несколько сотен докладов. Состав участников школы в настоящее время хорошо сбалансирован: на пять докторов наук приходится десять аспирантов (рис. 5).



Рис. 4. Е.С. Матусевич



Рис. 5. Мощный десант кафедры ядерной физики ИАТЭ принял участие в III Евразийском конгрессе по медицинской физике и инженерии-2010 (5 преподавателей, 3 аспиранта и около 25 студентов). Аспиранты и студенты прослушали лекции в Молодёжной научной школе по медицинской физике.

Конгресс собрал около 1500 участников и проходил в 4-х центрах: МГУ, Российском научном онкологическом центре, областной больнице МОНКИ и в академических институтах г. Троицка. Сотрудниками кафедры и аспирантами был представлен 21 доклад по большинству направлений медицинской физики и ядерной медицины. Эти доклады были с интересом заслушаны участниками Конгресса в самых престижных секциях на заседаниях в МГУ и Онкоцентре

## ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ОКСИДНЫХ ТИТАНОВЫХ НАНОТРУБОК С КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫМИ ПОКРЫТИЯМИ

Р.В. Чернозем, М.А. Сурменова, А.И. Тюрин  
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Р.А. Сурменев

*Национальный исследовательский  
Томский политехнический университет, г. Томск*

TiO<sub>2</sub> нанотрубки являются очень перспективными для биомедицинского использования в качестве поддерживающей платформы для костных тканей и стволовых клеток [1]. TiO<sub>2</sub> нанотрубки являются альтернативой КФ-покрытиям [2]. Однако М. Пизарек и др. наблюдали значительное увеличение активности остеобластов на поверхности нанотрубок с КФ-покрытиями по сравнению с не покрытыми нанотрубками [3]. Это является очень важным для практического применения данных биоматериалов в медицине, поскольку кальций и фосфор – базовые элементы для костей и зубов.

Существует разные методы для создания КФ-покрытия. Метод ВЧ-магнетронного напыления позволяет производить КФ-покрытия с хорошим сопротивлением к износу и хорошей биологической реакцией, как в экспериментах с животными, так и в пробирках с клетками [2]. Применение наноструктурированных материалов, как ожидается, позволит получить улучшенные физико-механические свойства по сравнению с их более объемными конкурентами. Изучение локальных физико-механических свойств нанотрубок было произведено методами наноиндентирования с различными типами инденторов. Однако в литературе пока не описаны результаты исследования физических механизмов деформации нанотрубок с КФ-покрытием, осажденным ионно-плазменным методом.

Цель работы: изучение физико-механических свойств гибридного биокompозита на основе TiO<sub>2</sub> нанотрубок и КФ-покрытий осаждаемыми ВЧ-магнетронным распылением.

*Материалы и методы.* Титановые оксидные нанотрубки получены методом электрохимического анодирования и отожжены при температуре 500°C. Напыление КФ-покрытий на поверхность TiO<sub>2</sub> нанотрубок осуществлялось методом ВЧ-магнетронного напыления. Поверхность полученных биокompозитов исследовалась методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ). Для исследования механических свойств полученных гибридных биокompозитов использовался метод наноиндентирования.

Результаты и обсуждение. СЭМ изображения кристаллических TiO<sub>2</sub> нанотрубок, полученных при напряжении анодирования 30 В в течение 30 мин., представлены на рис. 1а и 1б. Длина, внутренний диаметр и толщина стенок нанотрубок составили 909±50, 53±10 и 51±11 нм, соответственно.

На рис. 1в и г представлен вид сверху и сбоку слоя нанотрубок с КФ-покрытием соответственно. Из-за высокой шероховатости нанотрубок определить толщину нанесенного КФ-покрытия является затруднительным.

Поэтому КФ-покрытие было напылено на зеркальные Si подложки, толщина измерялась методом оптической эллипсометрии и составила  $95 \pm 5$  нм.

На рис. 2 представлен модуль Юнга  $Ti$  подложки,  $TiO_2$  нанотрубок с КФ-покрытием и без него. Применение  $TiO_2$  нанотрубок позволило снизить модуль Юнга поверхности  $Ti$  подложки в два раза, приблизив его к значениям модуля для костной ткани, которые изменяются в диапазоне 0,1 до 30 ГПа [4, 5].  $TiO_2$  нанотрубки без КФ-покрытия имеют значительно меньший разброс значений модуля Юнга по сравнению с покрытыми нанотрубками. Объяснением может служить влияние шероховатости поверхности на механизм роста КФ-покрытия.

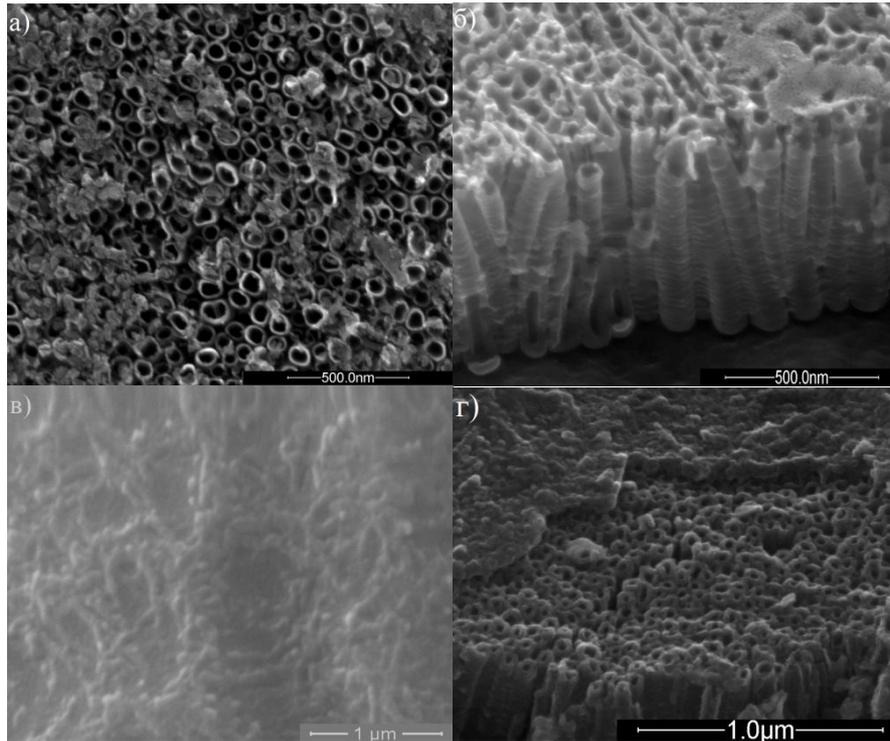


Рис. 1. СЭМ изображения отожженных  $TiO_2$  нанотрубок, полученных при напряжении анодирования 30 В в течении 30 мин, до (а, б) и после (в, г) осаждения КФ покрытия методом ВЧ-магнетронного распыления. (а, в) вид сверху, (б, г) вид сбоку

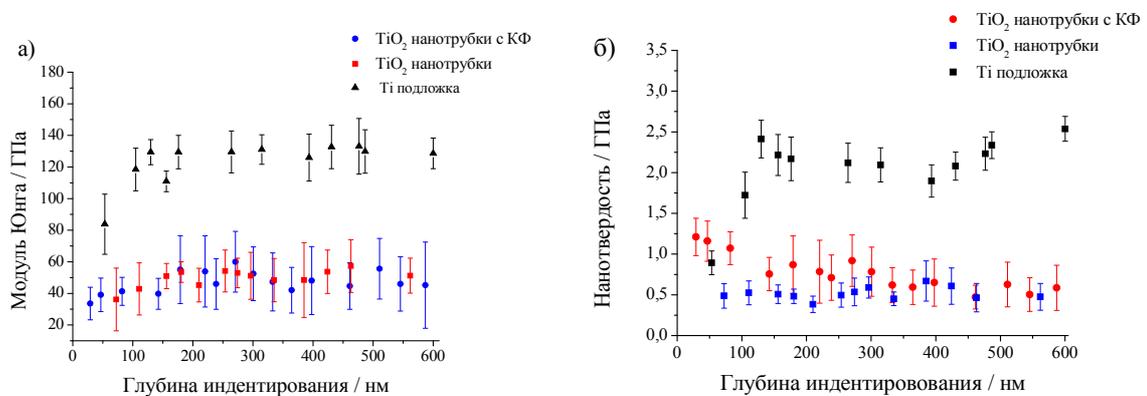


Рис. 2. Зависимость модуля Юнга и нанотвердости от глубины индентирования  $Ti$  подложки,  $TiO_2$  нанотрубок с КФ-покрытием и без него

На рис. 2б представлена нанотвердость Ti подложки, а также нанотрубок с КФ-покрытием и без него, сформированных последовательно на Ti основу, в зависимости от глубины индентирования. Нанотрубки позволили снизить нанотвердость по сравнению с Ti подложки, в то время как КФ-покрытие позволило увеличить практически в два раза нанотвердость поверхности образцов с нанотрубками до глубины индентирования 400 нм. Вероятно, что КФ-покрытие напыляется не только на поверхность нанотрубок, но и внутрь их.

В таблице представлены результаты наноиндентирования исследуемых образцов. Поверхность нанотрубок с КФ-покрытием значительно тверже, чем поверхность непокрытых нанотрубок как при глубине индентирования 180 нм, так и при 280 нм. Помимо этого, нанотрубки с КФ-покрытием показали значительно большие значения индекса пластичности  $H/E$  и фактора  $H^3/E^2$  используемого для объяснения сопротивления материала пластической деформации.

Значения глубины индентирования, модуля Юнга, нанотвердости, отношения  $H/E$  и параметра  $H^3/E^2$

Образец	h, нм	H, ГПа	E, ГПа	H/E	$H^3/E^2$
TiO <sub>2</sub> нанотрубки с КФ-покрытием	180	0,87±0,35	55,05±21,44	0,016	0,00022
	270	0,92±0,32	60,01±19,22	0,015	0,00022
TiO <sub>2</sub> нанотрубки	180	0,48±0,09	53,52±6,54	0,009	0,00004
	270	0,54±0,17	52,95±9,34	0,010	0,00005
Ti подложка	180	2,17±0,10	129,45±10,60	0,017	0,00061
	270	2,12±0,06	129,50±13,30	0,016	0,00027

**Заключение.** Титановые оксидные нанотрубки получены методом электрохимического анодирования. Напыление КФ-покрытий на поверхность TiO<sub>2</sub> нанотрубок осуществлялось методом ВЧ-магнетронного напыления. Для исследования механических свойств полученных гибридных биоконпозитов использовался метод наноиндентирования. Результаты наноиндентирования показали, что использование нанотрубок позволило в двое снизить значения модуля Юнга по сравнению Ti подложкой. В свою очередь, КФ-покрытие на поверхности нанотрубок позволяет увеличить значения нанотвердость, а, следовательно,  $H/E$  и  $H^3/E^2$ . Таким образом, контролируя параметры получения нанотрубок и КФ-покрытий, возможно получение наноструктурированных гибридных биоконпозитов с различными механическими свойствами.

*Авторы выражают благодарность Игнатову В.П. (Томский политехнический университет), Лозе Е. и профессору Еппле М. (Университет Дуйсбург-Эссен). Исследование выполнено при поддержке РФФИ (проект № 15-13-00043).*

#### Литература

1. Anodic oxidation of titanium and TA6V alloy in chromic media. An electrochemical approach / V. Zwilling, M. Aucouturier, E. Darque-Ceretti // *Electrochimica Acta*, December 1999. Vol. 45. Pp. 921-929.

2. Microstructure and deformation behavior of biocompatible TiO<sub>2</sub> nanotubes on titanium substrate / G. Crawford, N. Chawla, K. Das, S. Bose, A. Bandyopadhyay // *Acta Biomaterialia*, May 2007. Vol. 3. Pp. 359-367.

3. , Biomimetic and Electrodeposited Calcium-Phosphates Coatings on Ti-Formation, Surface Characterization, Biological Response / M. Pisarek, A. Roguska, L. Marcon, M. Andrzejczuk // INTECH Open Access Publisher, 2012.

4. Comparative study of the radio-frequency magnetron sputter deposited CaP films fabricated onto acid-etched or pulsed electron beam-treated titanium / M.A. Surmeneva, R.A. Surmenev, A. Tyurin, T. Mukhametkaliyev, A. Teresov, N. Koval, T. Pirozhkova, I. Shuvarin, C. Oehr // *Thin Solid Films*. November 2014. Vol. 571. Pp. 218-224.

5. Behrens J. C., Walker P. S., Shoji H. Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee // *Journal of biomechanics*. 1974. Vol. 7(3). Pp. 201-207.

6. M. Niinomi, Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. *Science and technology of advanced Materials*. 2003. Vol. 4 (5). Pp. 445.

## **ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОФОРМИРОВАНИЯ НА СТРУКТУРУ 3-Д СКЭФФОЛДОВ ИЗ ПОЛИГИДРОКСИБУТИРАТА- ГИДРОКСИВАЛЕРАТА**

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

*Национальный исследовательский  
Томский политехнический университет, г. Томск*

Полигидроксиалканоаты (ПГА) представляют собой биodeградируемые и биосовместимые термопластичные алифатические полиэфиры. Одним из наиболее исследуемых ПГА является полигидроксибутерат (ПГБ). Добавление гидроксивалерата (ГВ) в ПГБ приводит к увеличению эластичности композита, следовательно, к уменьшению температуры витрификации и плавления и увеличению технологичности [1]. ПГБ и ПГБВ являются одновременно биodeградируемыми и пьезоэлектрическими, что в свою очередь может способствовать росту костной ткани в естественной среде [2].

Сверхтонкие полимерные волокна, обладающие диаметром от нескольких мкм до нескольких десятков нанометров, представляют значительный интерес для различных областей применения, они обладают высокой площадью поверхности к объему/массе, огромными возможностями для функционализации поверхности и повышенной удельной механической производительностью [1]. Существует множество методов для получения волокнистых материалов. Метод электроформирования является наиболее широко используемым, т.к. позволяет производить волокна с диаметром от 3 нм до 5 мкм или более [3].

ПГБВ обладает высокой гидрофобностью, которая в большинстве случаев препятствует нормальному взаимодействию поверхности полимера с

биологической средой [4]. Поэтому современная тенденция при разработке имплантируемых материалов заключается не только создании биоконструкций, но также и в их функционализации.

Работы, посвященные исследованию микроструктуры, химического состава, механических свойств, пьезоэлектрической активности и биологического ответа 3-Д ПГБВ скэффолдов с минерализованной поверхностью, отсутствуют. Проведение исследований влияния параметров метода электроформирования на волокна и структуру скэффолдов, а также на краевой угол смачиваемости является необходимым первоначальным этапом данного исследования.

Цель работы: получить и исследовать влияние условий электроформирования на структуру и краевой угол смачиваемости волокнистых 3-Д скэффолдов на основе полигидроксипутират-гидроксивалерата.

Нетканые волокнистые скэффолды из полигидроксипутирата-гидроксивалерата с изотропной и анизотропной структурой были получены методом электроформирования при помощи изменения скорости вращения коллектора с 600 до 1200 об/мин соответственно. Молярная концентрация ГВ в ПГБ составляла 12%. Концентрация ПГБВ в растворе с хлороформом изменялась от 18 до 24%. Осаждение на коллектор происходило при изменении напряжения от 8 до 12 В. Для получения скэффолдов с равномерными волокнами первым этапом является определение оптимальной концентрации полимера в растворе, используемом для осаждения. В качестве растворителя ПГА полимеров наиболее часто используется хлороформ, как и в представленной работе. Морфология была исследована на сканирующем электроном микроскопе (СЭМ). Для исследования смачиваемости поверхности использовался метод сидячей капли.

#### *Результаты и обсуждение*

На рис. 1 представлены СЭМ изображения волокнистого ПГБВ, полученного при различной концентрации и скорости вращения коллектора. При концентрации ПГБВ 18% в растворе в структуре волокон видны утолщения имеющие овальную форму, именуемые «каплями» [5, 6]. Появление данных утолщений обусловлено низкой концентрацией ПГБВ в растворе. По мере увеличения концентрации ПГБВ в растворе наблюдается уменьшение количества «капель» и их размеров в структуре волокон. Кроме того, при увеличении скорости вращения коллектора происходит снижение количества и уменьшение размеров «капель», а также происходит выравнивание волокон преимущественно в одном направлении. При 600 об/мин наблюдаются перекрестно-направленные волокна, что также наблюдалось в случае другого ПГА – поликапролактона [7]. Наиболее анизотропная структура наблюдается при скорости вращения 1200 об/мин и концентрации 22% ПГБВ в растворе, в то время как при концентрации 24% ПГБВ в растворе наблюдалось небольшое увеличение перекрестно-направленных волокон.

Основываясь на полученных результатах был выбран режим получения при концентрации ПГБВ 23% в растворе. Оптимальная концентрация ПГБВ в растворе зависит не только от молярной концентрации ГВ, а также и от скорости подачи раствора, диаметр иглы и т.д. [5, 6].

По мере увеличения напряжения волокна становятся более тонкими, наблюдается уменьшение пустых пространств между волокнами (рис. 2). Следовательно, происходит уменьшение пористости всего скэффолда.

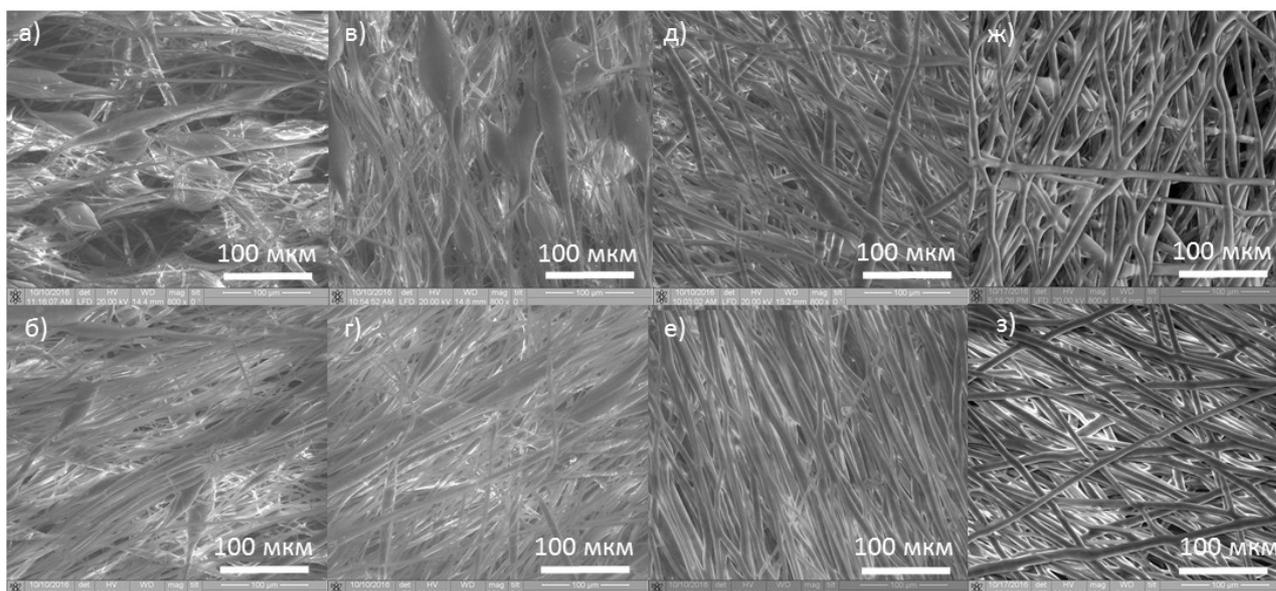


Рис. 1. СЭМ изображения волокнистых 3-Д скэффолдов полученных при напряжении 8 кВ и скорости вращения коллектора 600 (а, в, д, ж) и 1200 (б, г, е, з) об/мин, а также при различной концентрации ПГБВ в растворе: 18 % (а, б), 20% (в, г), 22% (д, е) и 24% (ж, з)

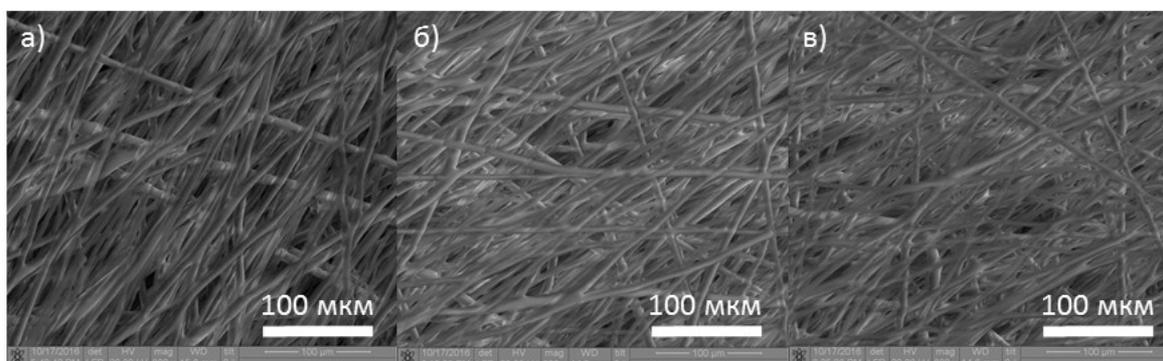


Рис. 2. СЭМ изображения поверхности волокнистого 3-Д скэффолдов, полученных при скорости вращения коллектора 1200 об/мин, концентрации ПГБВ в растворе 23%, напряжение 8 кВ (а), 10 кВ (б) и 12 кВ (в)

На рис. 3 представлена зависимость диаметра от концентрации ПГБВ в растворе и напряжения. При измерении диаметра волокон резкие утолщения в виде «капель» не учитывались. Увеличение скорости вращения приводит к снижению разброса значений диаметра рисунок 3а. По мере увеличения концентрации от 18 до 24 % происходит уменьшение разброса значений диаметра волокон. При увеличении напряжения волокна становятся более тонкими (рисунок 3б), тем самым увеличивая плотность скэффолда, что подтверждают СЭМ изображения (рис. 2).

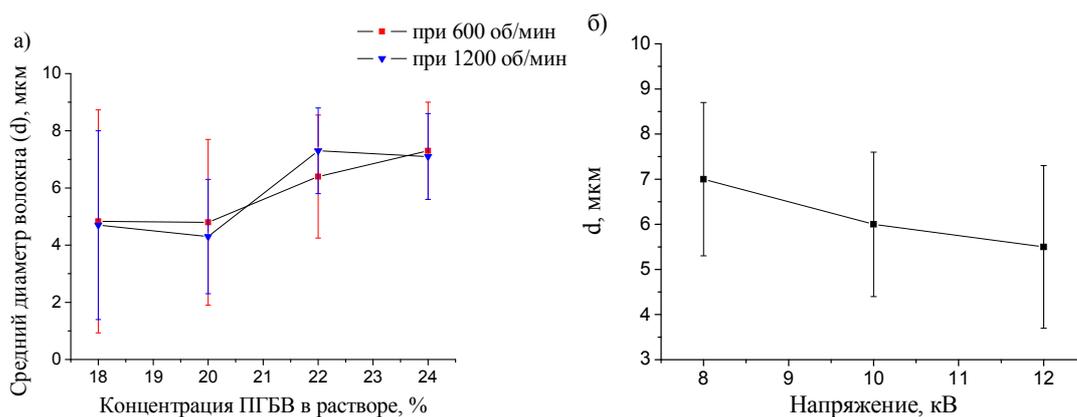


Рис. 3. Зависимость концентрации ПГБВ в растворе при разной скорости вращения коллектора и напряжения от среднего диаметра волокон

На рис. 4 представлены изображения капли воды на поверхности скэффолдов с перекрестно-направленными и выровненными волокнами ПГБВ, и средние значения контактного угла (КУ).

Поверхность полученных волокнистых скэффолдов являются гидрофобной [5]. Ранее не сообщалось о влиянии направления волокон на КУ в случае ПГБВ. Выровненные волокна позволяют снизить КУ поверхности волокнистого ПГБВ скэффолда на  $10^\circ$  за счет снижения шероховатости поверхности при уплотнении структуры.

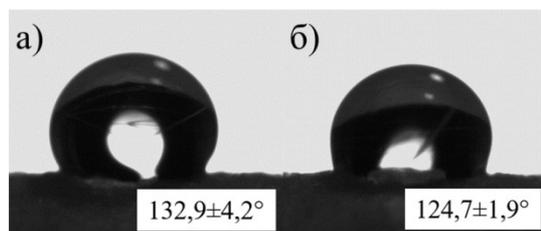


Рис. 4. Результаты измерений краевого угла смачиваемости на поверхности волокнистых 3-Д скэффолдов, полученных при скорости вращения:  
а) 600 об/мин, б) 1200 об/мин

Нетканые волокнистые скэффолды из полигидроксibuтират-гидроксивалерат с изотропной и анизотропной структурой были получены методом электроформирования при помощи изменения скорости вращения коллектора с 600 до 1200 об/мин соответственно. Молярная концентрация ГВ в ПГБ составляла 12%. Концентрация ПГБВ в растворе с хлороформом изменялась от 18 до 24%. Осаждение на коллектор происходило при изменении напряжения от 8 до 12 В. На основании полученных результатов была определена оптимальная концентрация ПГБВ в растворе, которая составила 23%. Изменение скорости вращения коллектора позволяет контролировать направление и однородность структуры волокон. Увеличение напряжения приводит к уменьшению среднего диаметра волокон и пористости скэффолда. Поверхность волокнистого скэффолда из ПГБВ является гидрофобной. Применение выровненных волокон позволяет снизить КУ.

Авторы выражают благодарность Лозе Е. и профессору Еппле М. (Университет Дуйсбург-Эссен) за проведение СЭМ измерений. Исследование

выполнено при поддержке ФЦП (#14.587.21.0013 (уникальный номер заявки 2015-14-588-0002-5599) и грантов Президента для поддержки молодых кандидатов наук (МК-6459.2016.8; МК-7907.2016.8).

#### Литература

1. Sombatmankhong, K., et al., Bone scaffolds from electrospun fiber mats of poly (3-hydroxybutyrate), poly (3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyvalerate) and their blend. *Polymer*, 2007. 48 (5). С. 1419-1427.
2. Braghirolli, D.I., D. Steffens, and P. Pranke, Electrospinning for regenerative medicine: a review of the main topics. *Drug discovery today*, 2014. 19(6) – 743-753 с.
3. Bhardwaj, N. and S.C. Kundu, Electrospinning: a fascinating fiber fabrication technique. *Biotechnology advances*, 2010. 28(3). С. 325-347.
4. Syromotina, D., et al., Surface wettability and energy effects on the biological performance of poly-3-hydroxybutyrate films treated with RF plasma. *Materials Science and Engineering: C*, 2016. 62 – 450-457 с.
5. Yoon, Y.I., et al., Superhydrophobicity of PHBV fibrous surface with bead-on-string structure. *Journal of colloid and interface science*, 2008. 320(1) – p. 91-95 с.
6. Tong, H.W. and M. Wang. Effects of processing parameters on the morphology and size of electrospun PHBV micro-and nano-fibers. in *Key Engineering Materials*. 2007.
7. Gorodzha, S.N., M.A. Surmeneva, and R.A. Surmenev. Fabrication and characterization of polycaprolactone cross-linked and highly-aligned 3-D artificial scaffolds for bone tissue regeneration via electrospinning technology. in *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2015.

### **ВЛИЯНИЕ ОСАЖДЕНИЯ ГИДРОКСИАПАТИТА И ПОСЛЕДУЮЩЕГО ОТЖИГА НА МОРФОЛОГИЮ И ФИЗИКО- МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БИОДЕГРАДИРУЕМОГО МАГНИЕВОГО СПЛАВА AZ31**

Е.С. Мельников, М.А. Сурменева  
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Р.А. Сурменев

*Национальный исследовательский  
Томский политехнический университет, г. Томск*

Магниевоы сплавы имеют большой потенциал для использования в медицине в виде биodeградируемых имплантатов, однако, низкая коррозионная устойчивость ограничивает их применение. Различные магниевые сплавы (MgCa, AZ91, AZ31, WE43) изучены и широко применяются в медицине [1]. Многочисленные исследования направлены на изучение ГА покрытий на магниевых сплавах для дальнейшего их применения. Метод высокочастотного (ВЧ)-магнетронного распыления является перспективным для нанесения покрытий, поскольку позволяет получать плотные и чистые по химическому

составу покрытия с высокой адгезионной прочностью, сокращает скорость резорбции и увеличивает клеточную адгезию в человеческом организме [2].

Для осаждения ГА покрытий использовалась автоматизированная установка с ВЧ генератором COMDEL (13,56 МГц). Термический отжиг проводился на воздухе при температуре 450°C. Морфология поверхности и элементный состав ГА покрытий исследовались на сканирующем электронном микроскопе. Для исследования фазового состава был использован дифрактометр. В качестве прибора для исследований локальных физико-механических свойств покрытий был выбран нанотрибоиндентометр TI-950 Triboin-denter (Hysitron, USA).

На рентгенограммах покрытий, сформированных при распылении ГА мишени, кроме рефлексов материала подложки присутствуют рефлексы, соответствующие гексагональному ГА (рис. 1). На спектрах присутствуют следующие рефлексы ГА (до термического воздействия): 25,8°, 31,7°, 32,2°, 32,9°. Других фаз, таких как CaO и  $\alpha$ -Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub> не выявлено. Для сформированного покрытия определены параметры решетки ( $a = 9,4756 \text{ \AA}$  и  $c = 6,8871 \text{ \AA}$ ), которые соответствуют параметрам ГА гексагональной сингонии пространственной группы P63/m.

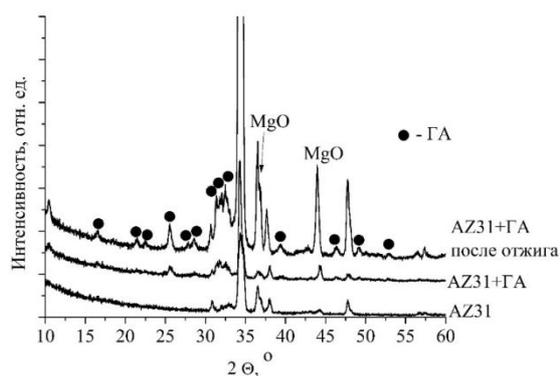


Рис. 1. Типичные дифрактограммы ГА покрытий до, после отжига и исходной подложки магниевого сплава AZ31

Известно, что наиболее важными параметрами, которые могут повлиять на свойства ГА покрытия являются температура и продолжительность термической обработки [3]. Поэтому, еще одной задачей являлось оценить влияние термического отжига на структурные и морфологические особенности магниевого сплава AZ31 с нанесенным ГА покрытием.

После отжига наблюдается тенденция увеличения интенсивности линий ГА (рисунок 1) и образование новых пиков ГА: 16,5°, 21,5°, 22,5°, 25,8°, 27,7°, 28,5, 31,7°, 32,2°, 32,5°, 39,4°, 46,3°, 49,2°, 52,9. Согласно [4], температура и продолжительность термообработки влияют на свойства ГА покрытий. Таким образом, полученные результаты рентгенофазового анализа свидетельствуют о том, что термообработка оказывает значительное влияние на структуру ГА покрытий.

Согласно результатам ЭРДА было определено соотношение Ca/P. В случае подложки с покрытием оно составило  $1,64 \pm 0,03$ . Соотношение Ca/P в мишени и ГА покрытиях, полученных методом ВЧ-магнетронного распыления,

было рассмотрено в работах [5]. Отношение Ca/P в ГА-мишени составляло  $1,67 \pm 0,02$ .

Микрофотографии поверхностей покрытий показывают, что покрытие плотное, однородное, не содержит видимых дефектов, микротрещин и пор по всей площади. У покрытия, сформированного на поверхности сплава AZ31 до термического воздействия, отсутствует равномерное распределение куполообразных зерен. В основном происходит скапливание четко ограниченных зерен в углублениях.

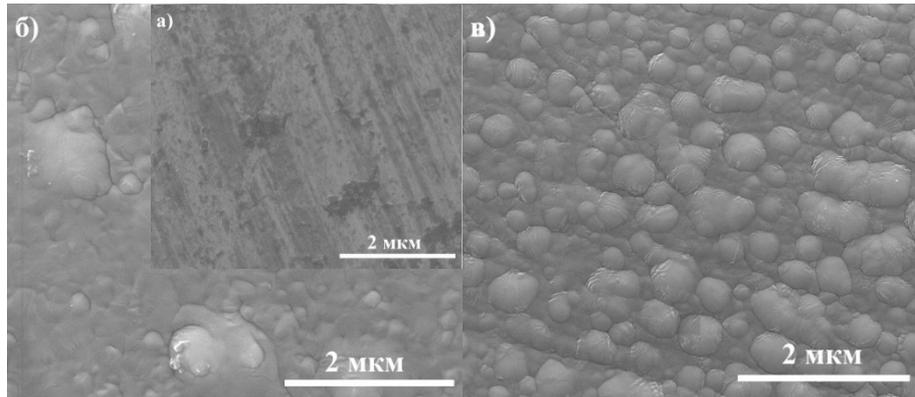


Рис. 2. СЭМ-изображение поверхности подложки магниевого сплава (а), ГА покрытия (б) и (в) ГА покрытия после термической обработки

Результаты СЭМ для образцов после отжига воспроизводят поверхность с равномерно распределенными зернами по всей площади образца с ГА покрытием. Таким образом, термообработка вносит весомый вклад в морфологию ГА покрытий.

Исследования влияния масштабного фактора показали, что для покрытия на основе величины твердости и модуля Юнга увеличиваются, а затем уменьшаются с увеличением размера отпечатка.

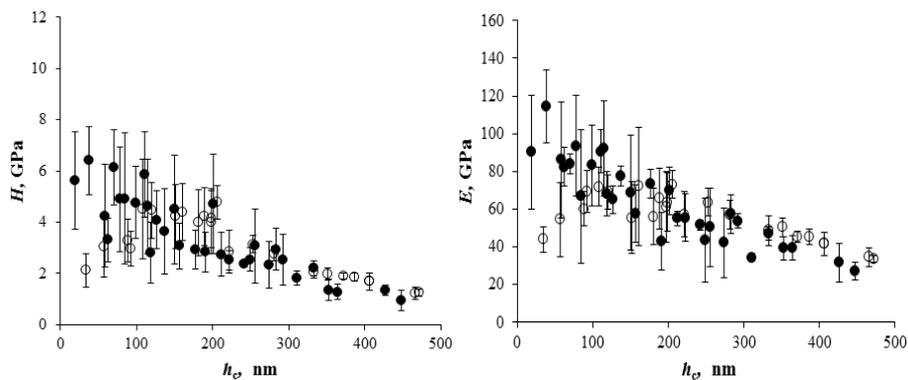


Рис. 3. Зависимость твердости  $H$  и модуля Юнга  $E$  от глубины пластического отпечатка –  $h_c$  при индентировании образца AZ31 с ГА покрытием до отжига (светлые кружки) и после отжига (темные кружки)

Анализ экспериментальных данных, полученных методом наноиндентирования, представленных в таблице 1, показывает, что наибольшие значения нанотвердости и модуля Юнга обладают образцы сплава AZ31 с

покрытием на основе ГА после отжига, а наименьшую – исходные образцы. Анализ значений  $H/E$  и  $H^3/E^2$  для глубин индентирования 50 нм и 100 нм для всех исследуемых образцов приведены в таблице. Полученное покрытие на основе ГА после отжига имело значения параметров  $H/E$  и  $H^3/E^2$  для глубины отпечатка 100 нм равные 0,057 и 0,0157 ГПа, соответственно.

#### Физико-механические характеристики исследованных поверхностей

Тип образца	$h$	$H$ , ГПа	$E$ , ГПа	$H/E$	$H^3/E^2$ , ГПа
Исходная поверхность сплава AZ31	100	$1,19 \pm 0,32$	$44,24 \pm 3,40$	0,027	0,0009
	50	$0,90 \pm 0,19$	$37,01 \pm 12,30$	0,024	0,0005
ГА покрытие на поверхности магниевого сплава AZ31 до отжига	100	$3,29 \pm 0,42$	$69,59 \pm 11,17$	0,047	0,0073
	50	$3,65 \pm 0,65$	$54,58 \pm 11,67$	0,067	0,0163
ГА покрытие на поверхности магниевого сплава AZ31 после отжига	100	$4,77 \pm 0,75$	$83,18 \pm 10,15$	0,057	0,0157
	50	$4,92 \pm 0,56$	$86,24 \pm 17,85$	0,057	0,0158

Исследованы морфология поверхности магниевого сплава AZ31 и элементный состав ГА покрытий, полученных методом ВЧ-магнетронного распыления. Покрытие состоит из Ca, P, S и O. Установлена зависимость между морфологией поверхности и её физико-механическими характеристиками. Термическое воздействие привело к увеличению степени кристалличности покрытия и росту зерен на поверхности ГА покрытий, что в свою очередь улучшает механические характеристики магниевого сплава. Анализ экспериментальных данных, полученных методом наноиндентирования, показал, что наибольшие значения нанотвердости и модуля Юнга имеют образцы сплава AZ31 с покрытием на основе ГА после отжига, а наименьшую – исходные образцы. Были получены высокие значения параметра  $H/E=0,57$ , что является показателем высокой износостойкости, следовательно, покрытия на основе ГА после отжига, сформированные методом ВЧ-магнетронного распыления на подложки магниевых сплавов, проявляют высокие эксплуатационные свойства абразивного и эрозионного износа относительно образцов не подверженных термической обработке.

#### Литература

1. Hornberger H., Virtanen S., Boccaccini A.R. Biomedical coatings on magnesium alloys a review, Acta biomaterialia. 2012. Vol. 8, P. 2442-2455.
2. Kannan M.B., Raman R.K. In vitro degradation and mechanical integrity of calcium-containing magnesium alloys in modified-simulated body fluid, Biomaterials, 2008. Vol. 29. P. 2306-2314.
3. Zhao M. C. et al. Influence of the  $\beta$ -phase morphology on the corrosion of the Mg alloy AZ91 // Corrosion Science. 2008. T. 50. №. 7. С. 1939-1953.
4. Смирнов В. И. Физико-химические основы технологии электронных средств: учеб. пособие. Ульяновск, 2005. С. 112.
5. Boyd A.R., O'Kane C., Meenan B.J. Control of calcium phosphate thin film stoichiometry using multi-target sputter deposition, Surface and Coatings Technology. 2013. Vol. 233. P. 131-139.

---

---

**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. Ляникова  
Научные руководители: д.т.н., профессор И.П. Мельникова,  
д.т.н., профессор А.В. Ляникова

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

В современной травматологии для замещения костных дефектов различной этиологии широко используются плазмонапыленные биосовместимые покрытия на основе алюмооксидной керамики, основным недостатком которой является нестабильная механическая прочность [1].

Получаемые покрытия должны обладать определенными механическими, физико-химическими, биологическими свойствами и пористой структурой. Это обусловлено созданием условий для механизма прорастания костной ткани и кровеносных сосудов в имплантат. Такие покрытия должны обладать открытой пористостью 30-60 мкм с наличием пор размером 100-200 мкм [1, 2].

Известно, что размер пор в пористом каркасе связан с размером частиц, из которого он состоит [3]. Таким образом, в технологии плазменного напыления керамических покрытий используется порошок алюмооксидной керамики с размером частиц от 40 до 70 мкм.

Для повышения прочности покрытия была разработана технология введения частиц оксида алюминия  $Al_2O_3$  размером 1-3 мкм (Ще 0.027.000 ТУ), в количестве 20-30%, к частицам  $Al_2O_3$  размером 50-70 мкм (ТУ 3988-075-00224450-99).

Целью данной работы явилось повышение равномерности гранулометрического состава композиции из алюмооксидных порошков перед плазменным напылением для повышения прочности и равномерности пористости покрытий на медицинских имплантатах.

Известно, что для выравнивания гранулометрического состава вольфрамовых порошков, путем устранения ультрадисперсной и мелкой фракций, применяется метод термомеханической обработки (ТМО), основанный на длительном отжиге и последующем размоле [3].

Необходимо было разработать такую ТМО порошка алюмооксидной керамики, в результате которой мелкие активные частицы  $Al_2O_3$  размером 1-3 мкм припекутся друг к другу и к средним и крупным частицам размером 40-90 мкм. Легкий размол спека позволит сохранить мелкие частицы в закрепленном состоянии, крупные же частицы отделятся в виде самостоятельных единиц.

Таким образом, возможно изменение полидисперсности предварительно отожженного и размолотого порошка, по сравнению с исходным. Структура пористых каркасов, при этом, формируется более однородной.

При напылении частиц менее 40 мкм происходит их расплавление и испарение. При ударе о подложку сохранившиеся мелкие частицы практически

не деформируются, т.к. обладают невысокой кинетической энергией, и прочность их сцепления с подложкой мала. Увеличение размеров частиц влечет за собой возрастание их массы и силы инерции. Более крупные частицы соударяются с подложкой с большей скоростью, что приводит к возрастанию давления, увеличению площади контакта и значительной деформации. Эти факторы способствуют повышению адгезии к подложке.

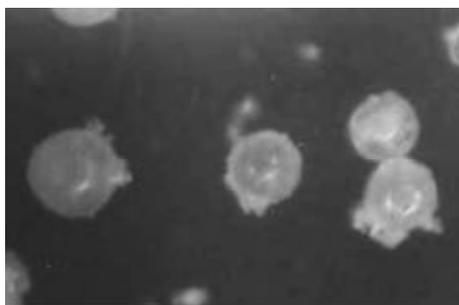
Исходя из вышеизложенного, предлагаемая ТМО порошков биосовместимых материалов для внутрикостных имплантатов, должна привести к повышению пористости и адгезии покрытия к основе из титана.

В процессе плазменного напыления при закреплении мелких частиц на крупных происходит теплоотвод от мелких частиц, что позволяет сохранить их от полного расплавления. Этот эффект способствует улучшению прочностных характеристик покрытий.

Таким образом, опробован способ выравнивания распределения частиц по объему покрытия и стабилизации свойств порошков  $Al_2O_3$ , путем длительной термической обработки порошков  $Al_2O_3$  и их смесей и последующего размола.

Разработана методика оценки качества термической обработки порошка  $Al_2O_3$ , критерием в которой является прочность на сжатие спеченных из него пробных таблеток. Пробные таблетки диаметром 8 мм прессуются из смесей порошков  $Al_2O_3$  с добавкой пластификатора в количестве 2% от веса таблетки в пресс-форме, при усилии 0,32 ГПа. Затем производят спекание в водородных печах толкательного типа непрерывного действия, с контролем температуры оптическим пирометром LOP-72, при температуре  $1750\text{ }^{\circ}C_{\text{ярк}}$  в течение 10 мин. В качестве пластификатора была выбрана глазурь марки БВ-22. Перемешивание осуществлялось в керамической ступе в течение 15 – 20 мин. Таблетки испытываются на сжатие на разрывной машине ИР 5082-100.

Крупнозернистые порошки  $Al_2O_3$  с частицами размером  $\sim 50\text{-}70\text{ }\mu\text{м}$  и  $Al_2O_3$  с размером частиц  $\sim 1\text{-}3\text{ }\mu\text{м}$ , в количестве 80% крупного порошка и 20% мелкого порошка, перемешивали в керамическом барабане с керамическими размольными шарами в режиме «перекатывания», при соотношении шаров и шихты 1:1 в течение 15-20 мин. Свободно насыпанные смеси порошков  $Al_2O_3$  отжигали при температурах в интервале  $1200\text{-}1500\text{ }^{\circ}C$  в водороде в течение 3 ч, после чего размалывали в керамическом барабане в течение 20 мин при соотношении шаров и шихты 1:2. Форма порошков после ТМО показана на рисунке.



Смесь алундовых порошков разного зернового состава  
после выполнения процесса ТМО,  $300\times$

Максимальная прочность образцов достигается при отжиге смеси алундовых порошков  $Al_2O_3$  при 1200-1250 °С, что указывает на равномерную и наиболее оптимальную укладку частиц в них (таблица).

Результаты испытаний образцов из смесей порошков  $Al_2O_3$ ,  
отожженных при разных температурах

Температура отжига смесей, $T, ^\circ C_{\text{ярк}}$	Прочность образцов на сжатие, $\sigma_{\text{в}}, \text{МПа}$
Без отжига	174
1100	222
1200	355
1250	354
1300	285
1400	256
1500	248

Таким образом, можно сделать вывод, что предварительно отожженная и размолотая смесь порошков  $Al_2O_3$  при 1200-1250 °С становится более равномерной по гранулометрическому составу.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 15-03-02767 а.*

#### Литература

1. Стоматологические имплантаты. Исследование, разработка, производство, клиническое применение / А.В. Лясникова, А.В. Лепилин, Н.В. Бекренев, Д.С. Дмитриенко. Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2006. 254 с.
2. 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. P. 119-127.
3. Мельникова И.П. Разработка технологических процессов изготовления катодных систем с улучшенными физико-техническими характеристиками для мощных электровакуумных приборов: дис. ... д-ра. техн. наук. Саратов: СГТУ, 2014. 264 с.

## ПОРИСТЫЕ МАТЕРИАЛЫ БИМЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ НА ОСНОВЕ ПОЛИМЕР - КОЛЛОИДНЫХ ДИСПЕРСИЙ СУКЦИНАМИДА ХИТОЗАНА И НАНОЧАСТИЦ ЙОДИДА СЕРЕБРА

Ф.Р. Гимаева, А.А. Базунова

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

*Башкирский государственный университет, г. Уфа*

Изучено влияние процессов самоорганизации в растворах сукцинамида хитозана (СХТЗ) и в полимерколлоидных дисперсиях (ПКД) на основе зольей йодида серебра и СХТЗ на сорбционные свойства материалов на их основе. Доказано, что максимальная равновесная степень сорбции характерна для образцов, полученных из растворов или дисперсий с концентрацией полимера 3-5%.

Известно, что материалы на основе полимеров природного происхождения, например, сукцинамида хитозана (СХТЗ), обладающих биосовместимостью и отсутствием токсичности, широко используются в качестве транспортных форм лекарственных препаратов, ранозаживляющих покрытий, имплантируемых протезов [1]. Биоматериал должен иметь оптимальную шероховатость поверхности и обладать сетью макропор. Таким образом, для создания композитных медицинских полимерных материалов с заданными свойствами и структурой может быть применен не только синтетический метод, основанный на использовании систем ковалентных связей, но и способность макромолекул к самосборке путем межмолекулярной ассоциации через нековалентные связи, в результате чего будут образовываться термодинамически устойчивые супрамолекулярные структуры с регулируемыми размерами, например при образовании полимер-коллоидных комплексов полимеров с наночастицами неорганических зольей. В данной работе в качестве неорганического компонента получаемых гибридных пористых нанокомпозитов выбран йодид серебра, обладающий антисептическими свойствами [2].

В связи с вышеизложенным целью работы явилось изучение влияния процессов самоорганизации в растворах СХТЗ и в полимер-коллоидных дисперсиях (ПКД) на основе зольей йодида серебра и СХТЗ на сорбционные свойства материалов на их основе.

В работе использовали натриевую соль сукцинамида хитозана (СХТЗ-1) со степенью деацетилирования 82 %, М.м.=80000 а.е.м., натриевую соль сукцинамида хитозана (СХТЗ-2) со степенью деацетилирования 82%, М.м.=500000 а.е.м. (ТУ 9284-027-11734126-08) производства ЗАО «Биопрогресс» (г. Щелково, Россия).

Отрицательно заряженные частицы золя AgI получали по стандартной методике [3] смешением 0,01 Н растворов нитрата серебра с йодидом калия в объемном соотношении 7:10.

Для получения полимер-коллоидных дисперсий (ПКД) СХТЗ-1 и СХТЗ-2 с мицеллами золя AgI, навеску СХТЗ определенной концентрации растворяли в течении суток в предварительно приготовленном золе.

Приготовление трехмерных матриц заключалось в заморозке исходных растворов СХТЗ, дисперсий полимер-AgI в форме при температуре  $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$  при атмосферном давлении с последующей сублимационной сушкой полученной заготовки матрикса в вакуумной камере.

Определение адсорбционной активности пленок СХТЗ-AgI и трехмерных матриц на основе СХТЗ, СХТЗ-AgI произведено на основании величины полного насыщения сорбента парами адсорбата (этанола) в стандартных условиях испытания (при  $20\text{-}25\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) [4].

Для оценки биосовместимости полимерных матриц на основе СХТЗ-AgI *in vivo* и формирования целостной картины возникшего биологического ответа проведена серия экспериментов по имплантации (подкожно) беспородным крысам линии Wistar материалов на основе СХТЗ и СХТЗ-AgI с последующим анализом клинических показателей крови в динамике [5].

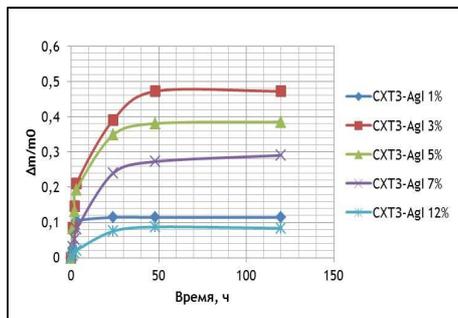


Рис. 1. Кривые сорбции паров этанола матриксами на основе СХТЗ-AgI, полученных из растворов разной концентрации (золь AgI получен из растворов йодида калия и нитрата серебра концентрацией 0,01 моль/л в соотношении 10:7)

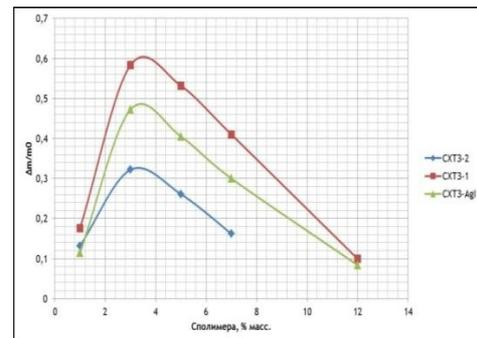


Рис. 2. Зависимость равновесной степени сорбции паров этанола матриксами на основе СХТЗ-1, СХТЗ-2 и СХТЗ-AgI, от концентрации полимера (золь AgI получен из растворов йодида калия и нитрата серебра концентрацией 0,01 моль/л в соотношении 10:7)

Изучение степени сорбции паров этанола трёхмерными матриксами, полученными из растворов индивидуальных СХТЗ-1 и СХТЗ-2 и ПКД СХТЗ-AgI с разной концентрацией СХТЗ показало, что максимальная равновесная степень сорбции характерна для образцов, полученных из растворов концентрацией 3-5 %, т.е. из растворов с сформированной сеткой зацеплений макромолекул, т.к. концентрация образования сетки зацеплений для СХТЗ-2 составляет 1,2 % масс., а для СХТЗ-1 – 0,8 % масс [6].

Понижение степени сорбции образцами, полученными из более концентрированных растворов, вероятно, связано с повышенной степенью структурированности раствора.

В целом, наблюдается корреляция между параметрами пористой структуры матриц на основе СХТЗ (размерами и суммарным объёмом пор) и значениями равновесных степеней сорбции.

Как следует из данных, приведённых в таблице, все полученные образцы можно отнести к макропористым сорбентам, причём присутствие наночастиц золя приводит к небольшому уменьшению размеров пор, что можно объяснить усилением процессов агрегации в ПКД, из которых получены образцы.

Диапазон изменения диаметра пор (мкм) по размерам для трёхмерных матриц на основе СХТЗ-1, СХТЗ-2 и ПКК полимер – AgI

Образец	Концентрация, %	Диаметр пор, мкм	Суммарный объём пор $V_{\text{общ.}}$ ; см <sup>3</sup> /г
СХТЗ-1	1	0,43-1,0	1,47
	3	1,2-2,0	1,98
	5	1,1-2,7	1,93
	7	1,14-2,55	1,76
	12	1,38-2,57	1,37
СХТЗ-2	1	0,99-1,28	1,42
	3	1,18-1,64	1,65
	5	1,2-1,61	1,53
	7	0,89-1,51	1,45
СХТЗ-AgI	1	0,29-0,57	1,39
	3	0,5-0,63	1,84
	5	1,18-1,48	1,73
	7	2,85-4,05	1,61
	12	0,57-1,11	1,35

Результаты исследований биосовместимости пористых матриц на основе СХТЗ и систем СХТЗ-AgI по гематологическим показателям показали, что в их присутствии все суммарные показатели красной крови в группах экспериментальных животных за весь постоперационный период в целом варьировали в пределах физиологической нормы. После незначительного снижения в течение первой недели в период с 14-х по 30-е сутки базовые показатели красной крови постепенно восстанавливались до исходных значений или даже превышали их уровень, причём в случае матриц на основе СХТЗ-AgI восстановление базовых показателей крови наблюдалось на 4-5 суток раньше, чем для образцов на основе СХТЗ.

Таким образом, разработан способ получения гибридных пористых нанокомпозитов на основе ПКД золи йодида серебра-СХТЗ. Полученные материалы обладают хорошей биосовместимостью, поэтому могут использоваться в качестве матриц для тканевой инженерии.

#### Литература

1. Сливкин А.И., Лапенко В.Л., Арзамасцев А.П. и др. Аминоглюканы в качестве биологически-активных компонентов лекарственных средств. Обзор за период 2000-2004 г. // Вестник Воронежского государственного университета. Сер. Химия. Биология. Фармация. 2005. № 2. С. 73-89.

2. Федотчев Т.А., Оленин А.Ю., Старостин К.М. и др. // Химико-фармацевтический журнал. 2015. Т. 49. № 4. С. 11-22.
3. Лабораторные работы и задачи по коллоидной химии / под ред. Ю.Г. Фролова и А. С. Гродского. М.: Химия, 1986. 216 с.
4. Кельцев Н.В. Основы адсорбционной техники. М.: Химия, 1984, 592 с.
5. Handbook of functional diagnostics / ed. Acad. AMS USSR prof. IA Kassirski. M.: Medicine; High school. 1972. 344 p.
6. М.В. Бабунова, А.С. Шуршина, В.В. Чернова, Е.И. Кулиш. // Химическая физика, 2016. Т. 52. № 12. С. 29-37.

## ИМИТАЦИОННЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ СИСТЕМ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЯ С КОДИРУЕМЫМИ АПЕРТУРАМИ

А.С. Орлов, Ю.А. Куприянова

Научный руководитель: старший преподаватель А.В. Кочергин

*Луганский национальный университет имени В. Даля, г. Луганск*

Для исследования тенеграммы маски были проведены имитационные эксперименты на базе комплекта библиотек GEANT4, в которых было смоделировано взаимодействие пучка гамма-излучения с элементами кодирующей маски и сцинтилляционным кристаллом. Доказано, что форма тенеграммы существенно зависит от угла падения пучка гамма-излучения к нормали маски и толщины детектора и элементов маски.

Медицинская визуализация является основной диагностической процедурой в ядерной медицине [1]. Самыми распространенными приборами для получения изображений в гамма-лучах остаются сканеры и гамма камеры. Основным недостатком этих приборов является сравнительно низкая чувствительность, обусловленная применением коллиматоров. Метод визуализации  $\gamma$ -излучение с помощью кодируемых апертур (КА) в ядерной медицине рассматривается научным сообществом как очень перспективный в плане повышения чувствительности и уменьшения лучевой нагрузки на пациента и персонал [2].

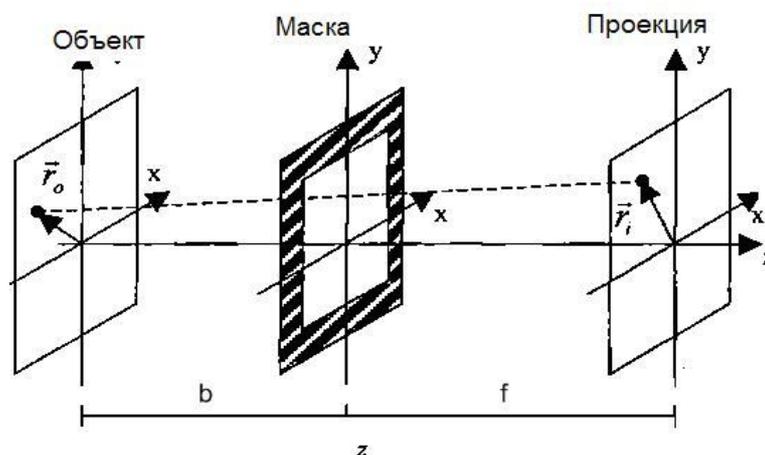


Рис. 1. Система получения изображений с использованием кодирующей маски

При применении систем с КА для получения изображений источников в режиме микроскопа возникают так называемые артефакты ближнего поля [2]. Одна из причин возникновения этих артефактов заключается в особенностях геометрии системы получения изображений – так называемый эффект автоколлимации. Если информационный поток гамма-квантов падает под углом к маске, то ослабление в закрытых элементах маски становится неравномерным через наличие краевых эффектов, а некоторая часть гамма-квантов в открытых элементах поглощается краями поглощающих элементов и не достигает поверхности позиционно чувствительного детектора (ПЧД). В результате такой коллимации возникает дополнительное искажение тени маски, которая приводит к искажению возобновленной картины пространственного распределения источников.

Одной из практических сложностей применения систем гамма-виденье с кодируемой апертурой есть выбор наиболее пригодных для поставленных целей геометрических параметров маски и ПЧД.

Идеальным с точки зрения разделения системы является вариант с максимально тонкими маской и детектором. Однако гамма-излучение имеет высокую проникающую способность, потому ПЧД должен иметь достаточную толщину поглощающего слоя сцинтилляционного материала, чтобы регистрировать необходимое количество гамма-квантов за определенное время. Для эффективной кодировки потока гамма-квантов непрозрачные для гамма-излучения элементы кодирующей маски так же должны иметь существенную толщину, чтобы задерживать значительную часть излучения. В результате наличия толщины у элементов маски и сцинтилляционного кристалла тень, которая отбрасывается маской (тенеграмма), будет иметь нечеткие очертания, что, естественно, негативно влияет на качество работы системы. Кроме толщины маски и сцинтилляционного кристалла, форма тенеграммы зависит от энергии гамма-излучения и угла падения потока излучения к нормали маски.

Для выявления зависимости неоднородности формирования тенеграммы от отмеченных параметров был проведен ряд имитационных экспериментов, в которых было смоделировано взаимодействие пучка гамма-излучения с элементами кодирующей маски и сцинтилляционным кристаллом.

На базе комплекта библиотек выполняемого кода GEANT4 [3] была разработана имитационная программная модель. В этой модели эмитируется прохождение параллельного моноэнергетичного пучка гамма-квантов через два квадратных закрытых элемента маски и потом его взаимодействие с плоским сцинтилляционным кристаллом *NaI (Tl)*, толщиной 6, 8, 10, 12 мм.

Изменяемыми параметрами пучка являются: энергия гамма-квантов – 140, 300, 412 KeV и угол  $\alpha$  с осью OZ (0, 10, 20, 30 градусов) (рис. 2).

Модель позволяет фиксировать координаты и энергию взаимодействия исходного гамма-кванта, а также координаты взаимодействий и энергии каждой дочерней частицы, образованной в результате данного события.

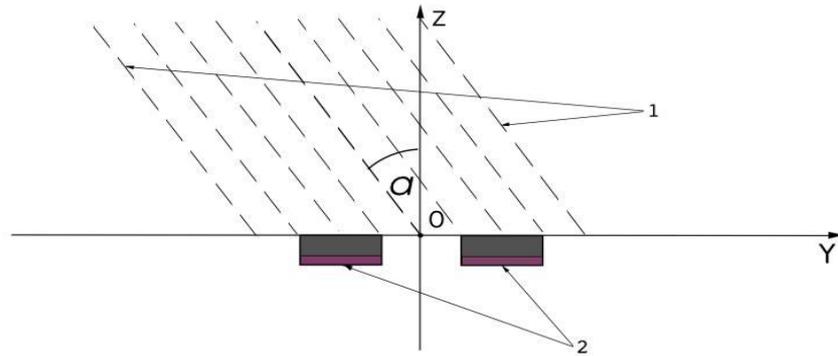


Рис. 2. Элементы маски и щепоток гамма-излучения в системе координат OXYZ (1 – пучок гамма-излучения, 2 – элементы маски)

На рис. 3 представлен образец тенеграммы одной из серий численных экспериментов.

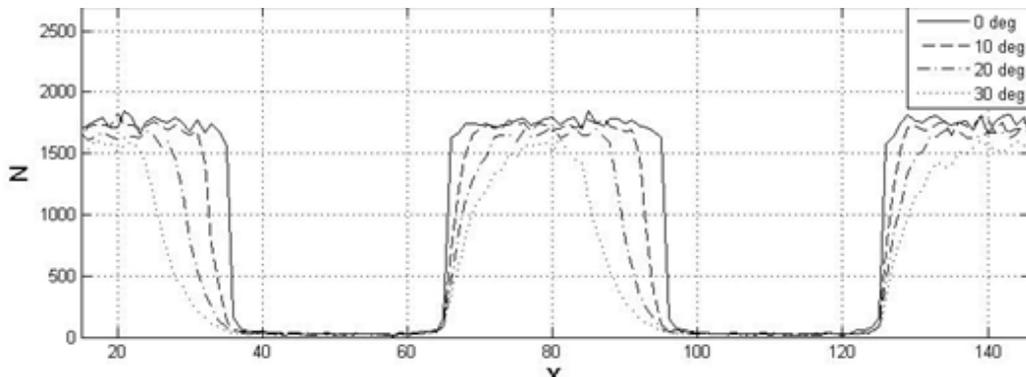


Рис. 3. Функция тенеграммы для элементов маски Pb 10 мм + Cu 2 мм, энергии гамма-излучения 140 KeV и углов падения пучка к нормали маски : 0, 10, 20, 30 градусов

На рис. 4 показана зависимость количества сцинтилляций в участке, который отвечает открытому элементу маски, от толщины ПЧД и углов падения  $\alpha$  для одной из энергий. Результаты имитационных экспериментов первой серии показали, что форма тенеграммы существенно зависит от угла падения пучка гамма-излучения к нормали маски и толщины элементов маски.

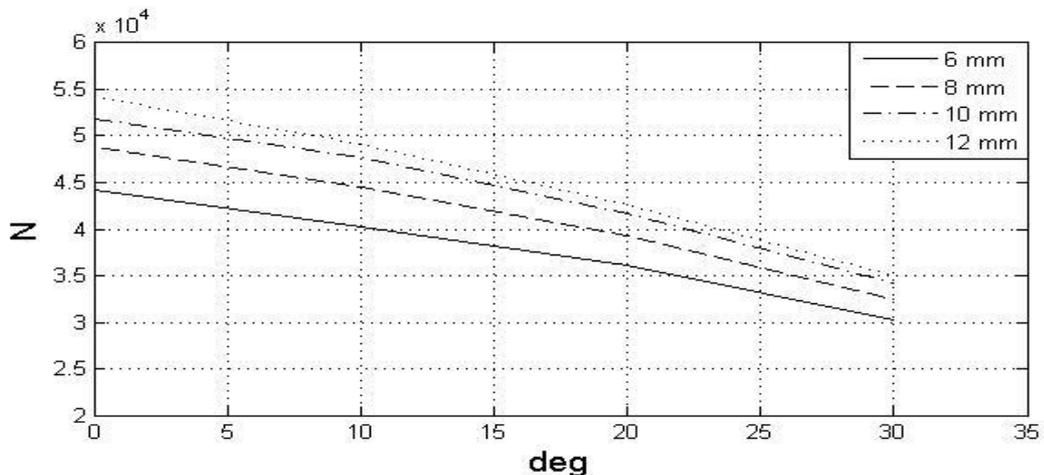


Рис. 4. Зависимость счетности в открытом элементе маски от толщины ПЧД при энергии = 140 KeV

Из полученных результатов следует, что чем меньше энергия падающего гамма-излучения, тем более сильное искажение формы тени элемента маски и численных значений соответствующих элементов матрицы счетности. Это обусловлено тем, что низкоэнергетическое гамма-излучение имеет низшую проникающую способность, в результате чего сильнее ослабляется, попадая в торцы элементов маски. Доказано также, что искажения нарастают с увеличением соотношения толщины элемента маски до его поперечного размера. Из результатов имитационных экспериментов второй серии следует, что с ростом толщины ПЧД также происходит искажение тенеграммы. Причина его в том, что с ростом толщины ПЧД происходит расширение участка, в котором наблюдается значительное количество сцинтилляций, в результате чего происходит зашумление участка, который отвечает закрытому элементу маски. Этот эффект проявляется тем сильнее, чем выше энергия гамма-излучения и чем больше угол падения пучка гамма-излучения к нормали маски.

#### Литература

1. Терещенко С. А. Методы вычислительной томографии. М.: Физматлит, 2004. 320 с.
2. Accorsi R. A coded aperture for high-resolution nuclear medicine planar imaging with a conventional Anger camera: Experimental results./ R. Accorsi, F. Gasparini, R. Lanza // IEEE Trans. Nucl. Sci. 2001. V. 48, No. 6. P. 2411–2417.
3. Geant4: a toolkit for the simulation of the passage of particles through matter [Электронный ресурс]. Электронные текстовые данные. Женева: Швейцария, 2009. Режим доступа: <http://geant4.cern.ch>.

### **ТЕЛЕМЕДИЦИНСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДИАГНОСТИКИ ГЕСТОЗА У БЕРЕМЕННЫХ С ПАТОЛОГИЕЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ**

М.Н. Москалева

Научный руководитель: к.т.н. А.Н. Варнавский

*Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань*

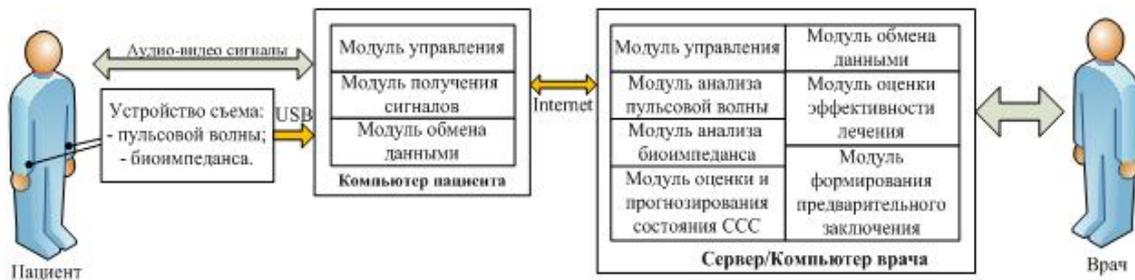
Гестоз – это заболевание, которое возникает у беременных женщин в связи с нарушением функций органов и систем. Гестоз характеризуется такими клиническими симптомами, как: артериальная гипертензия, протеинурия, отеки, а также глубокими расстройствами функции сосудистой системы, гемостаза, иммунитета, гемодинамики и микроциркуляции, фетоплацентарной недостаточностью (ФПН), нарушением функции почек, печени, легких. В нашей стране гестоз встречается в 21% случаев. Последствия этого заболевания опасны не только для будущей матери, но и для плода. В 25% случаев дети, перенесшие последствия этой патологии, имеют задержку внутриутробного развития, отстают в физическом и нервно-психическом развитии [1].

Проявления этого заболевания могут быть скрытыми, когда происходит перераспределение жидкости в организме, и образуются внутренние отеки. К примеру, отеки могут быть скрытыми, когда перераспределение жидкости в организме уже идет, а внешний вид еще не изменяется. При гестозе жидкость из сосудов уходит в ткани, вследствие чего кровь становится гуще, повышается артериальное давление, возрастает нагрузка на сердечно-сосудистую систему.

Это заболевание быстро прогрессирует. Даже при наличии неярко выраженных симптомах может привести к гибели матери или ребенка.

В связи с этим актуальным является разработка и использование средств, которые позволяют осуществить доклиническую диагностику гестоза, мониторинг водного баланса беременных женщин, повысить эффективность восстановительных и профилактических мероприятий за счет контроля динамики и прогнозирование изменения водного баланса, снизить нагрузку на сердечно-сосудистую систему. Таким средством может быть телемедицинская система, которая позволит осуществить съем биоэлектрических сигналов о состоянии беременной женщины и передать их лечащему врачу.

Функциональная схема разрабатываемой телемедицинской системы состоит из серверной и клиентской частей. В первой осуществляется анализ собранной информации, обработка статистических данных. А также выдача рекомендации относительно водного баланса врачом. Вся информация о пользователях системы интегрировано хранится на сервере. Если содержание жидкости в организме беременной женщины выходит за допустимые пределы, то система просигнализирует об этом врачу, и он, в свою очередь, скорректирует профилактические процедуры. В клиентской части осуществляется съем биоимпеданса и пульсовой волны. Выполняется за обмен данными. Функциональная схема телемедицинской системы изображена на рисунке [2].



Функциональная схема телемедицинской системы

Для оценки уровня водного баланса в организме будем использовать биоимпедансный анализ. Для этого необходимо провести съем биоимпеданса, разрабатываемым многосегментным способом а затем рассчитать содержание жидкости в организме. Параллельно осуществляется съем пульсовой волны для контроля деятельности сердечно-сосудистой системы. Далее осуществляется сопоставление информации, ее накопление, передача на сервер, оценка динамики и прогнозирование водного баланса в организме. Обработанная информация выводится на экран, а также передается на сервер, где по результатам биоимпедансного анализа и данным, хранящимся в базе, осуществляется прогноз водного баланса, его динамика. На основании этих

данных формируется рекомендации для врача по поводу повышения эффективности восстановительных и профилактических мероприятий.

Прогнозирование водного баланса в организме выполняется следующим образом. Значения водного баланса в организме беременной женщины записываются в базу данных. На основе этих данных строится зависимость содержания воды в организме от времени. После интерполяции данных, система выводит на экран прогноз водного баланса в организме. На основании чего формируются рекомендации относительно питьевого режима.

Таким образом, данная система позволит осуществить доклиническую диагностику гестоза, мониторинг водного баланса беременных женщин, повысить эффективность восстановительных и профилактических мероприятий за счет контроля динамики и прогнозирования изменения водного баланса, непрерывно следить за водным балансом будущих мам, страдающих сердечно-сосудистыми заболеваниями,

#### Литература

1. Сидорова И. С. Гестоз: учеб. пособие. М.: Медицина, 2007. 340 с.
2. Питерская М.Н. Телемедицинская система для повышения эффективности реабилитационных больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями в послеоперационный период // Новые материалы и технологии: состояние вопроса и перспективы развития: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. Саратов, 2014. С. 153-155.

### **АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОКРЫТИЙ ИЗ НАНОЧАСТИЦ СЕРЕБРА И КАЛЬЦИЙ-ФОСФАТА НА ТИТАНОВЫХ СКЭФФОЛДАХ**

Е.А. Чудинова, Е.В. Мельник  
Научный руководитель: с.н.с. М.А. Сурменова

*Национальный исследовательский  
Томский политехнический университет, г. Томск*

Имплантаты на основе титановых сплавов, изготовленных по технологии электронно-лучевого плавления, могут успешно повторять сложную микроструктуру костей, что приводит к улучшению процесса интеграции заменителя кости [1]. Однако когда материал имплантата является биоинертным, стоит вопрос о модифицировании поверхности. Использование наночастиц кальций-фосфата (СаРНЧ) может улучшить биосовместимость имплантата за счет высокого сходства с костным минералом [2]. Общеизвестно, что широкий спектр реакций местных тканей зачастую приводит к воспалению, образованию гигантских клеток и фиброзу. Перспективным решением этой проблемы является формирование антибактериального биоактивного покрытия, содержащего наночастицы серебра Ag (AgНЧ) [3].

В связи с вышеуказанной целью данной работы являлись синтез и электрофоретическое осаждение (ЭФО) AgНЧ, CaНЧ и слоя комбинированного типа (Ag+CaP)НЧ, исследование смачиваемости и антибактериальной способности поверхности скэффолдов.

Материалы и методы. Материалом исследования послужили скэффолды на основе титанового сплава ВТ6, приготовленные методом трехмерного прототипирования с использованием плавки электронным пучком на установке ARCAM A2 EBM® (Швеция) [4].

Отрицательно заряженные AgНЧ были синтезированы методом химического восстановления нитрата серебра, с использованием глюкозы в качестве восстановителя и поливинилпирролидона (PVP) в качестве стабилизатора. Для синтеза CaНЧ с помощью химических формул были посчитаны необходимые концентрации используемых продуктов: 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. Концентрация CaP- и AgНЧ определялась с помощью атомной абсорбционной спектроскопии (ААС). ЭФО проводилось при постоянном напряжении 50 В в течение 30 мин и расстоянии между двумя электродами 3 мм. Морфология поверхности была исследована с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ) со встроенным энергодисперсионным рентгеновским анализатором (ЭДРА). Измерение краевого угла (КУ) смачивания осуществлялось при помощи метода сидячей капли на оборудовании OCA 15 Plus. Антибактериальная способность скэффолдов оценивалась по отношению к грамположительным бактериям *S. Aureus*, которые были культивированы в жидкой среде «Nahrbouillon» (NB). Для проведения анализа на флуоресцентном микроскопе бактерии были окрашены с помощью SYTO 86. Отслеживание роста бактерий проведено с помощью флуоресцентного микроскопа Zeiss Observer Z1.

Результаты и обсуждения. Микрофотографии скэффолдов с осажденными AgНЧ демонстрируют равномерное распределение по поверхности сферических AgНЧ диаметром  $90 \pm 20$  нм (рис. 1а). Согласно ААС, содержание Ag на поверхности составило  $0,013 \text{ мг/см}^2$ .

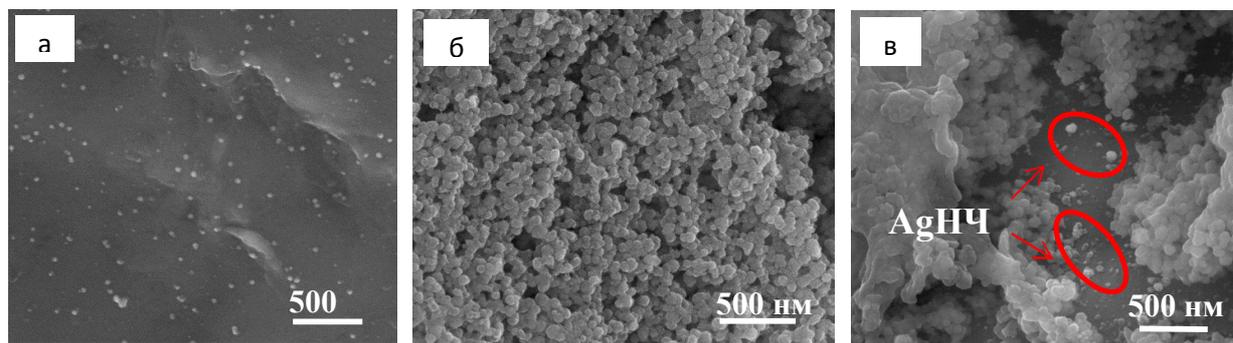


Рис. 1. СЭМ-изображения титановых скэффолдов с AgНЧ (а), CaНЧ (б) и комбинированным слоем (Ag+CaP)НЧ (в)

На рис. 1б можно отметить также равномерное распределение CaНЧ сферической формы диаметром  $100 \pm 20$  нм по всей поверхности, покрытие плотное, однако имеются трещины, обусловленные сушкой образцов после

ЭФО. Отношение  $Ca/P = 1,41$ , что входит в диапазон значений соотношения, характерного для кости  $1,37-1,77$ . Содержание  $Ca$ , согласно ААС, составило  $0,219 \text{ мг/см}^2$ . Фотографии образцов с комбинированным слоем  $(Ag+Ca)PNC$ , полученным последовательным осаждением ( $CaPNC$  осаждались на  $AgPNC$ ) представлены на рис. 1в. Отношение  $Ca/P = 1,13$ . В соответствии с ААС, содержание  $Ag$  составило  $0,013 \text{ мг/см}^2$ ,  $Ca - 0,066 \text{ мг/см}^2$ .

В таблице 1 представлены значения смачиваемости. Значения КУ при нанесении  $AgPNC$  уменьшились ( $< 90^\circ$ ), поверхность стала гидрофильной.

В случае с  $CaPNC$  и комбинированным покрытием капля мгновенно растекалась, что говорит о супергидрофильности поверхности. Значение свободной поверхностной энергии после осаждения  $AgPNC$  увеличилось. Основной вклад вносит полярная составляющая. Гидрофильная поверхность оказывает существенное влияние на адгезию и распространение клеток в человеческом организме. При этом, увеличение полярной составляющей улучшает клеточную адгезию.

Изображения, демонстрирующие жизнеспособность бактерий на образцах до начала и после 24 часов инкубации, приведены на рисунке 2. Количество бактерий на начало эксперимента и на следующий день было подсчитано с помощью программы ImageJ (рис. 3).

Таблица 1

Смачиваемость и свободная поверхностная энергия покрытий

Параметры		BT6	BT6 + AgPNC	BT6+ CaPNC	BT6 + Ag+CaPNC
Контактный угол (КУ) $^\circ$	Вода	95.94 $\pm$ 0.85	54.71 $\pm$ 0.68	$< 1^\circ$ капля растекается	
	Дийодметан	41.64 $\pm$ 0.27	22.36 $\pm$ 0.23		
	Этилен гликоль	61.73 $\pm$ 0.43	14.97 $\pm$ 0.33		
Свободная поверхностная энергия, мН/м		38.40 $\pm$ 4.84	45.16 $\pm$ 5.24	-	
Полярная, мН/м		0.39 $\pm$ 0.03	16.85 $\pm$ 2.03		
Дисперсионная, мН/м		38.01 $\pm$ 4.05	28.31 $\pm$ 3.16		

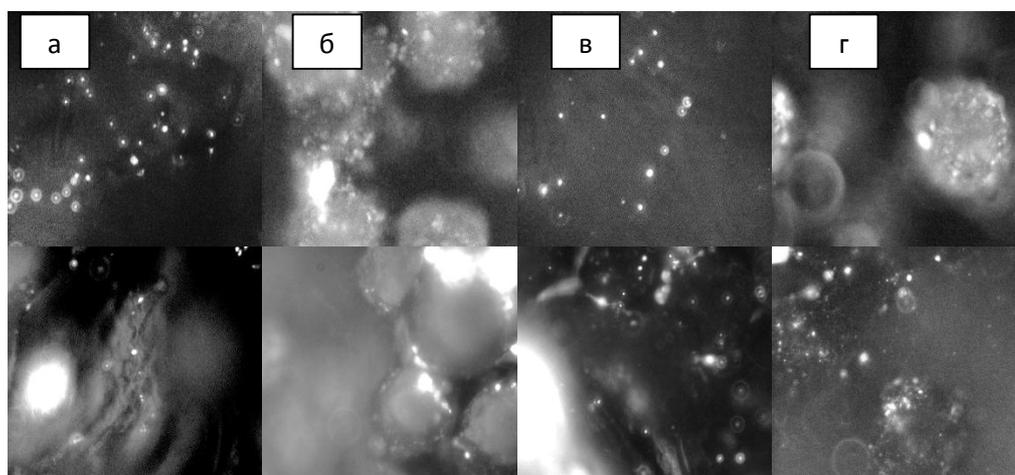


Рис. 2. Изображения флуоресцентного микроскопа скэффолдов BT6 (а),  $CaPNC$  (б),  $AgPNC$  (в),  $(CaP+Ag)PNC$  (г) на поверхности BT6 на начало эксперимента (верхний ряд) и через сутки (нижний ряд)

Из полученных данных видно, что наименьшее количество бактерий спустя сутки образуется на образцах типа ВТ6 и ВТ6/AgНЧ, что говорит об антибактериальных свойствах данных скэффолдов. Наибольшее количество бактерий образуется на образцах типа Ti6Al4V/CaPНЧ и Ti6Al4V/(CaP+Ag)НЧ, на это могут влиять такие факторы, как электроположительный  $\zeta$ -потенциал и смачиваемость. Ионы  $Ca^{2+}$  являются электроположительными, в то время, как бактерии заряжены электроотрицательно и стремятся присоединиться к более положительно заряженной поверхности.

Выводы. В ходе работы осуществлены синтез CaP и AgНЧ и их осаждение. После осаждения AgНЧ поверхность стала гидрофильной, а в случае с CaPНЧ и комбинированным слоем CaP и AgНЧ – супергидрофильной. Скэффолды с осажденными AgНЧ показали антибактериальный эффект, в отличие от CaPНЧ и комбинированно осажденных CaP и AgНЧ. На основе полученных результатов планируется проведение биологических тестов.



Рис. 3. Количество бактерий на металлических образцах титанового сплава Ti6Al4V на начало эксперимента и через сутки

Авторы благодарят Р. Сурменева (Томский политехнический университет), А. Коптюга (Университет центральной Швеции), М. Эппле, К. Лозу (Университет Дуйсбург-Эссен, Германия) и А. Лапанье (Люблянский университет, Словения) за возможность проведения совместных исследований и помощь в экспериментах. Работа выполнена при финансовой поддержке РФФ 15-13-00043.

#### Литература

1. Murr L. E. et al. Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies // Journal of Materials Science & Technology. 2012. Т. 28. №. 1. С. 1-14.

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 TiO<sub>2</sub> and Ag-doped TiO<sub>2</sub> against S. aureus, P. aeruginosa and E. coli // Beilstein journal of nanotechnology. 2013. Т. 4. №. 1. С. 345-351.

4. Koptyug A. et al. Multiscale surface structuring of the biomedical implants manufactured in Electron Beam Melting technology: demands, advances and challenges // Proc. iCAT-2014, International Conference on Additive Technologies, Vienna, Austria, 15–17 October 2014.

## **СОЗДАНИЕ БИОПОЛИМЕРНЫХ МАТРИЦ ДЛЯ РЕГЕНЕРАТИВНОГО ТКАНЕГЕНЕЗА**

А.Н. Капорская, Т.Ю. Сеницына, И.Г. Азизов  
Научные руководители: PhD А.Л. Коллекер,  
к.биол.н. А.П. Цыбденова

*Бурятский государственный университет,  
Медицинский Институт, г. Улан-Удэ*

Одним из перспективных направлений современной медицины является регенеративная медицина, которая решает вопросы улучшения продолжительности и качества жизни человека за счет восстановления утраченных структур и функций органов и тканей [1, 2]. Тканевая инженерия призвана решить многие задачи регенеративной медицины [3]. Перспективным способом лечения и восстановления тканей может быть применение новых материалов, как на основе клеточных технологий, так и биodeградируемых матриц.

Раневой процесс при ожоговой травме отличается наличием обширной ожоговой поверхности, высокой частотой развития инфекционного процесса в ране. Бактериальная инфицированность ожоговых ран значительно усугубляет тяжесть течения ожоговой болезни, особенно на фоне развивающегося иммунодефицитного состояния. В связи с этим, в тактике ведения ожоговых больных важное место занимает терапия ожоговой болезни, своевременное закрытие раневой поверхности для снижения ее инфицированности, интоксикации, ускорения сроков эпителизации ожоговой раны [4]. В настоящее время широкое распространение получают методы лечения с использованием биологических раневых покрытий, в том числе с клетками кожи [1].

Целью нашей работы является создание средства медицинского назначения для лечения ожогов и ран кожного покрова человека.

Нами предлагается, наряду с консервативными методами лечения, заместительная терапия при помощи трехмерных матриц, гистотипически подобных тканям организма, с биологически активными агентами: клеточными производными – коллагенами и ламининами, способствующими структурообразовательной функции поврежденной области. Перенос клеточных пластов в настоящее время является дорогостоящей и небезопасной процедурой.

Разработка альтернативных биотехнологических приемов, содействующих регенерации путем привнесения стимуляторов, иммобилизованных на биологически совместимых композициях и поддерживающих активные межклеточные контакты, на данный момент актуальна и значима.

В исследованиях Саратовского ожогового центра с биопокрытиями из 1% раствора коллагена I - IV типа, по данным цитологических анализов действие нативного коллагена состояло в активации репаративных процессов в соединительной ткани, усилении фибрилlogenеза, макрофагальных реакций и пролиферации клеток фибробластического ряда. В данной работе отмечается, что ожоги III А степени в опытной группе эпителизируются на 5-6 суток раньше, чем в группе сравнения [4].

В нашей работе предлагается экстрагирование коллагена первого типа как первый этап получения трехмерной белковой матрицы. Коллаген I типа добывается из сухожилий крысиных хвостов. Для этого требуются взрослые крысы линии Вистар (или аналоги), весом от 300 грамм, содержащиеся в условиях лабораторных вивариев. В результате полимеризации коллагена образуется гелевая основа. На коллагеновый гель высаживаются клетки линии NaCaT. Сверху доливаются необходимое количество полной ростовой культуральной среды для клеток NaCaT и композиция далее инкубируется в течение нескольких суток до достижения плотного и сверхплотного клеточного монослоя. В течение этого времени клетки NaCaT синтезируют ламининовый слой базальной мембраны на поверхности геля. Далее проводится этап децеллюлирования матрикса.

При помощи сочетания методик создания коллагеновых гелей, культивирования иммортализованных кератиноцитов кожи с последующей фиксацией и децеллюлированием детергентами, будет создана белковая композиция, состоящая из двух основных компонентов – коллагена первого типа, и ламинина базальной мембраны, находящихся в полном гистотипическом подобии со строением кожи человека [5]. Созданный матрикс будет обладать уникальными характеристиками: 1) гораздо более дешевый в производстве, чем клеточные трансплантаты «живые эквиваленты кожи», 2) большим сроком годности в условиях заморозки и при этом не терять своих свойств, 3) отсутствием каких либо живых клеточных компонентов. Полученная композиция позволит облегчить процедуру регистрации в виду отсутствия клеточных компонентов. Применение комплексных подходов будет способствовать конкурентоспособности и продвижению на рынке конечного продукта.

#### Литература

1. Матрицы для культивирования клеток кожи человека на основе природных полисахаридов – хитина и хитозана / Панарин Е. Ф., Нудьга Л. А., Петрова В. А., Бочек А. М., Гофман И. В, Лебедева М. Ф., Блинова М. И., Спичкина О. Г., Юдинцева Н. М., Пинаев Г. П. // Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2009. Т. IV. № 3. С. 42-46.

2. Оптимизация типа коллагена каркаса в биоинженерных конструкциях для заживления язв кожи с учетом эмбриогенеза кожи у эмбрионов человека / Шаповалова Е.Ю., Бойко Т.А., Барановский Ю.Г., Каракулькина О.А.,

Барановский А.Г. // Вестник Уральской медицинской академической науки. 2014. № 5. С. 107-110.

3. Григорян А.С., Кругляков П.В. Применение в тканевой инженерии крупных сосудов трансплантантов на основе аутогенных мононуклеарных клеток костного мозга // Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2009. Т. IV. № 3. С. 37-41.

4. Бодун Р.Д., Кузнецова А.Г., Шаронова Е.А., / Применение нативного коллагена на перфорированных пленочных покрытиях для лечения ожогов / Свидетельство о государственной регистрации №1117799009327 от 24.05.2011 г.

5. Gould L. J. Topical Collagen-Based Biomaterials for Chronic Wounds: Rationale and Clinical Application // Advances in wound care. Vol. 5. № 1.

### **УЛУЧШЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК МОСТОВОГО ПРОТЕЗА ПРИ ПОМОЩИ ОПТИМИЗАЦИИ ТОПОЛОГИИ КОНСТРУКЦИИ**

К.С. Бодягина, С.П. Павлов

Научный руководитель д.ф.-м.н., профессор С.П. Павлов

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

Частым решением проблемы лечения включенных дефектов зубных рядов является применение мостовидных протезов. При отсутствии трёх и более зубов протез часто устанавливается с опорой на дентальные имплантаты, что обеспечивает сохранность соседних зубов [1-2].

В последние годы в стоматологии значительно возросло применение керамических мостовых протезов. Большим недостатком таких протезов является то, что из-за хрупкости керамических материалов протез часто повреждается при большой силе прикуса [3].

Для улучшения функциональных характеристик керамических протезов необходимо создание укрепления материалами, способными выдерживать высокие функциональные нагрузки [4]. Одним из часто используемых материалов, применяемым для армирования конструкции протеза является диоксид циркония.

Целью данной работы является улучшение функциональных характеристик мостовидного керамического протеза с двусторонней опорой на имплантаты с помощью оптимизации распределения армирующего материала (диоксида циркония) и керамики внутри конструкции протеза.

Расчеты производились методом конечных элементов, задача оптимизации топологии была выполнена с помощью метода SIMP [5].

Задача оптимизации заключается в сведении к минимуму полной энергии деформации, то есть получению протеза с максимальной жесткостью

$$\min \frac{1}{W_{s0}} \int_{\Omega} W_s(x) d\Omega . \quad (1)$$

При этом должны быть выполнены ограничения на используемое для моделирования количество материала

$$0 \leq \int_{\Omega} \rho_{design}(x) d\Omega \leq \gamma A. \quad (2)$$

где  $A$  - площадь оптимизируемой области  $\Omega$ ,  $\gamma$  - коэффициент объемного содержания армирующего материала.

Тензор напряжений считается функцией от начального модуля Юнга композита  $E_{ZrO_2}$  и искусственно заданной плотности  $\rho_{design}$ , которая выступает в качестве управляющей переменной в задаче оптимизации

$$E(x) = \rho_{design}(x)^p E_{ZrO_2}; x \in \Omega. \quad (3)$$

Показатель  $p \geq 1$  является фактором штрафа, который создает промежуточные плотности.

Расчетная модель цельно керамического мостовидного протеза представлена на рис. 1. Механические модули материалов, использованные при построении расчетной модели взяты из [3].

Задача оптимального распределения армирующего материала (диоксида циркония) сначала решается во внутренней области конструкции – 2.

Для задания механических свойств керамики, плотность  $\rho_{design}$  ограничивается снизу, то есть

$$\rho_{design}(x) \geq p \sqrt{\frac{E_{кер}}{E_{ZrO_2}}}; x \notin \Omega. \quad (4)$$

где  $E_{ZrO_2}$  - модуль Юнга диоксида циркония.

Чтобы исключить появление так называемого эффекта «шахматной доски» в оптимальной микроструктуре вводится штрафная функция в виде

$$\frac{h_0 h_{max}}{A} \int_{\Omega} |\nabla \rho_{design}(x)|^2 d\Omega, \quad (5)$$

где  $h_0$  - начальный размер сетки, регулирующий размер элементов в разбиении,  $h_{max}$  - текущий размер элемента на заданном уровне. Функция штрафа является безразмерной и для наилучшего возможного решения имеет значение порядка единицы.

Безразмерная функция цели (1), и функция штрафа (5) должны быть согласованы, например, в виде линейной комбинации (1) и (5) с заданным параметром  $q$ :

$$f = \frac{(1-q)}{W_{s0}} \int_{\Omega} W_s(x) d\Omega + q \frac{h_0 h_{max}}{A} \int_{\Omega} |\nabla \rho_{design}(x)|^2 d\Omega. \quad (6)$$

Коэффициент линейной комбинации функции цели и штрафа примем  $q = 0,25$ . Выберем начальное значение  $\gamma = 0,5$  и  $h_0 = 0,5$ , мм,  $h_{max} = 0,25$  мм.

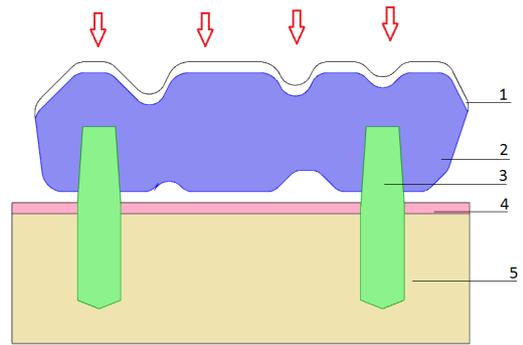


Рис. 1. Расчетная модель

- 1 – облицовочный слой керамики,
- 2 – оптимизируемая область протеза,
- 3 – имплантат, 4 – кортикальная кость,
- 5 – губчатая кость

После решения данной задачи были получены оптимальные распределения диоксида циркония внутри конструкции протеза и керамики. На рис. 2 а и 2 б показаны результаты оптимального армирования по области коронки протеза (матрица – керамика, армирующий материал – диоксид циркония) для вертикальной нагрузки 100 Н (рис. 2 а) и такой же нагрузки, приложенной под углом в  $60^\circ$  к жевательной поверхности зуба, направленной справа налево (рис. 2 б). Во второй задаче к области оптимизации была добавлена область имплантатов. Задача оптимизации была решена для тех же двух типов механических нагрузок (рис. 2 в, 2 г).

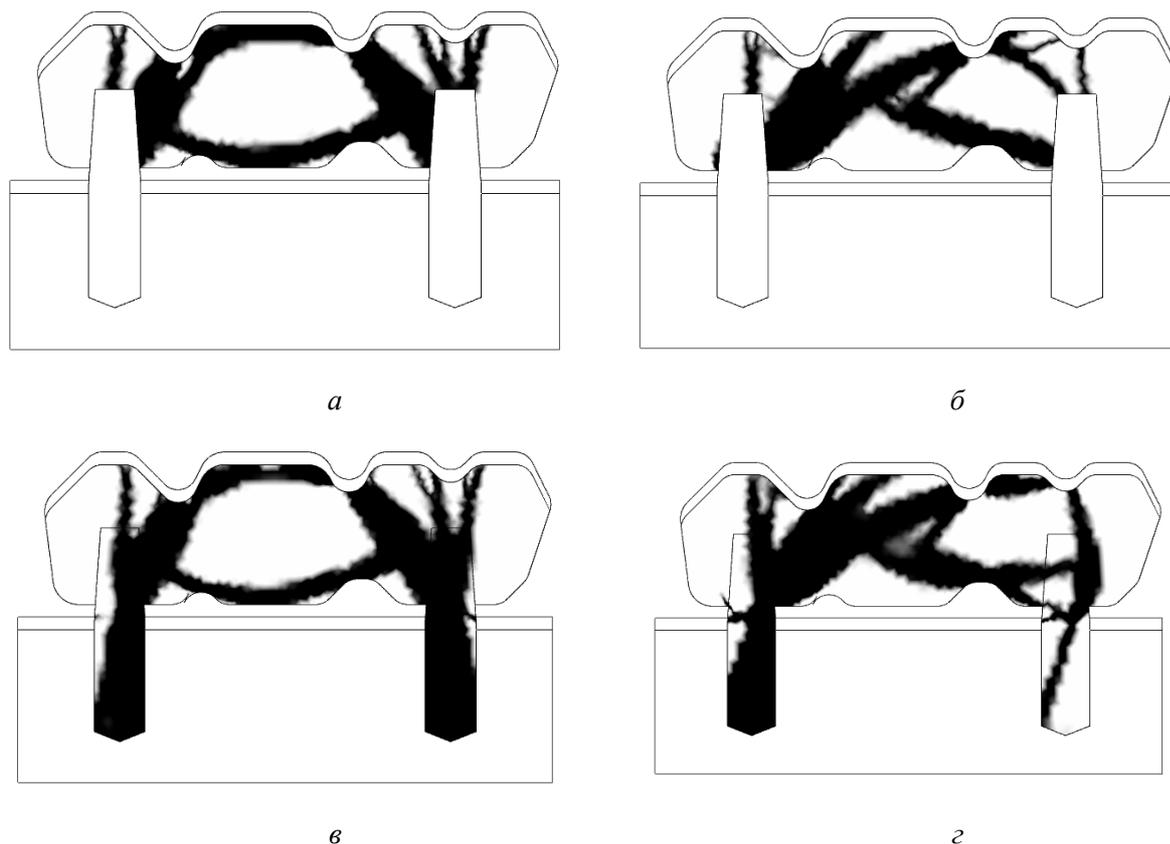


Рис. 2. Оптимальная топология распределения материала

На рис. 2 темный цвет означает армирующий материал – диоксид циркония, светлый в области оптимизации - керамика. Как видно из рисунков, армирующий материал распределяется по области протеза, образуя единую конструкцию. Во всех случаях армирующим материалом укрепляется область шейки зуба. При таком распределении армирующего материала происходит более равномерное распределение напряжений по естественным тканям зуба, а также снижение напряжений в керамике. В керамической конструкции протеза отношение интенсивности напряжений, возникающих в керамике к модулю разрушения данного материала составляет 0,208 для вертикальной нагрузки и 0,722 для наклонной нагрузки. После армирования цирконием значения этих отношений в керамике снизились до 0,015 и 0,022. Для армирующего материала в оптимальной конструкции эти значения равны 0,029 и 0,107 для вертикальной и наклонной нагрузки соответственно. Видно, что создание укрепления значительно снижает риск разрушения керамической конструкции.

Наибольшую часть напряжений во всех случаях берет на себя диоксид циркония, обладающий большей, в сравнении с керамическим материалом и тканями зуба выносливостью к нагрузкам, что значительно увеличивает прочность конструкции.

*Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 16-11-10138.*

#### Литература

1. Технологические особенности изготовления медицинских имплантатов / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, О.А. Дударева // Медико-экологические информационные технологии – 2015 Ответственный редактор Н.А. Корневский. 2015. – С. 87-90.
2. Использование биомиметического подхода при создании новых типов эндопротезов с наноструктурированными покрытиями на основе замещенных трикальцийфосфатов / Дударева О.А., Лясникова А.В., Лясников В.Н., Лепилин А.В., Барабаш Ю.А., Шпиняк С.П. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. матер. V Всерос. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов: СГТУ, 2015. С. 244-249.
3. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Haemmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. Clinical Oral Implants Research 2007; 18:86–96.
4. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. Quintessence International 2011. Vol. 42(2):173–182.
5. Bendsoe M.P., Sigmund O. Topology Optimization: theory, methods and applications. Springer, 2003. 370 p.

## РАЗРАБОТКА ПЕЧАТНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ АНТЕННЫ ДЛЯ МАММОЛОГИИ

И.А. Павич

Научный руководитель: к.т.н., доцент М.К. Седанкин \*

*Научный исследовательский университет*

*Московский энергетический институт, г. Москва*

*\*Московский технологический университет, г. Москва*

Одной из актуальных проблем современной медицины, на которую обращается большое внимание, является рак молочной железы (далее РМЖ). В 2012 году было зарегистрировано около 1.7 миллиона случаев заболеваний РМЖ, из них 522 000 летальных исходов. К 2030 году прогнозируется увеличение количества заболеваний до 3.2 миллиона за год, среди которых 700 000 смертей [1]. Современные методы онкологии позволяют предотвратить переход болезни в терминальную стадию, однако для этого необходимы периодические обследования. Некоторые методы, к примеру, пальпация, не приносят вреда здоровью и их можно проходить часто; другие же (рентгеновская

маммография) имеют некоторый срок реабилитации. Улучшение методов нахождения рака позволяет снизить риск здоровью при обследовании, при этом, не уменьшая точность нахождения болезни.

Радиотермометрия (далее РТМ) измеряет естественное излучение органа человека, полученную информацию визуализирует с помощью тепловых полей, использует аналитические экспертные системы, помогающие врачу в принятии диагностического решения. РТМ-диагностика универсальна и может использоваться в маммологии, гинекологии, неврологии, урологии, эндокринологии, флебологии, онкологии, кардиологии, хирургии.

Таким образом, улучшение методов и приборов РТМ-диагностики позволит повысить точность измерения внутренней температуры. С увеличением точности возрастет и шанс выявления различных заболеваний (в частности, РМЖ) на стадии, когда лечение наиболее эффективно.

Моделирование проводилось в коммерческой программе для электродинамического моделирования, использующей конечно-разностные уравнения. Для моделирования была разработана математическая модель метода РТМ в молочной железе. Ткань в модели представлена в виде слоистой структуры (кожа, железистый слой, мышца). Электродинамические характеристики различных тканей представлены в таблице [4, 5].

#### Электродинамические характеристики тканей кожи человека

Параметры биологических тканей	Злокачественная опухоль	Кожа	Жир. слой	Железистый слой	Мышцы
Диэлектрическая проницаемость, $\epsilon$	50	35.5	5	10	51.1
Электропроводность ( $\sigma$ , [См/м])	2	2.32	0.2	0.4	2.82

Согласно этим данным, была построена модель, представляющая собой куб высотой 100 мм. Толщина кожи – 2 мм, толщина железистого слоя – 88 мм, толщина мышечного слоя – 10 мм.

В качестве антенны используется печатная антенна с излучателем в виде бабочки, на базе подложки с диэлектрической проницаемостью  $\epsilon=20$  и диэлектрическим заполнением антенны с  $\epsilon=1.17$ . Диаметр излучателя 20 мм.

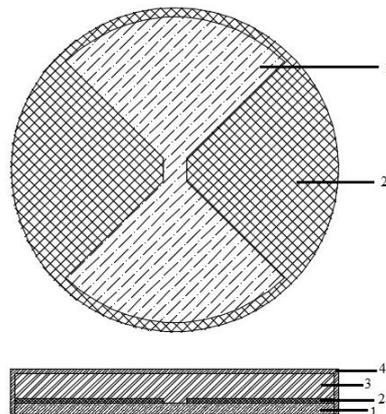


Рис. 1. Моделируемая антенна

1 – подложка, 2 – излучатель, 3 – диэлектрическое заполнение, 4 – защитный кожух

Для определения оптимального варианта антенны проведено моделирование при различных значениях ширины щели и угла раскрыва бабочки. В итоге, оптимальным вариантом оказалась антенна с шириной щели 2 мм и углом раскрыва бабочки 90 градусов.

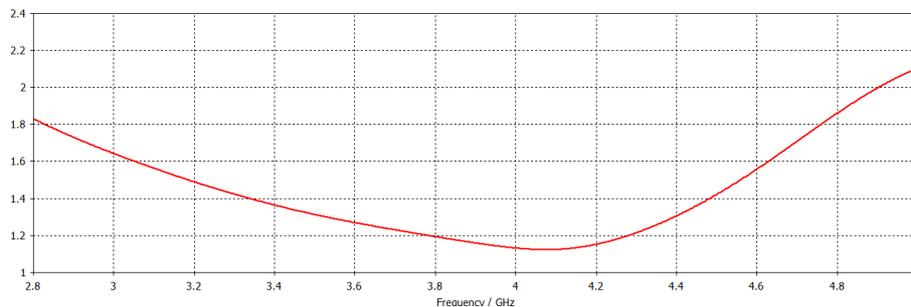


Рис. 2. КСВ оптимальной модели

На рабочей частоте 3.8 ГГц КСВ антенны равно 1.2, а на полосе частот 3.4 – 4.2 ГГц КСВ изменяется в пределах 1.15 - 1.4.

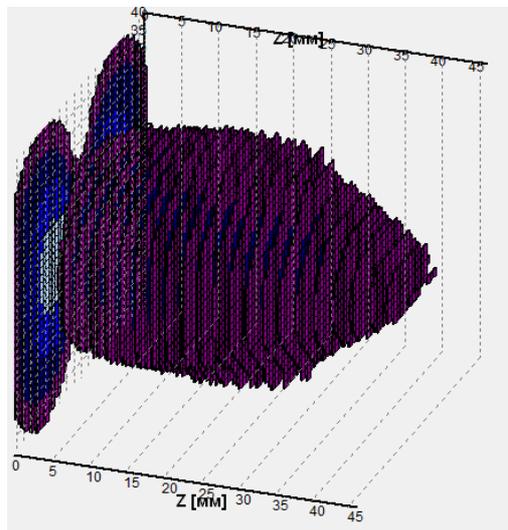


Рис. 3. Поле смоделированной антенны

Поле смоделированной антенны проникает в ткань на глубину 4.7 см, при частоте 3.8 ГГц, поперечные максимальные размеры 60×64 мм. Таким образом, достигнута достаточная глубина для маммологических исследований в диагностике РМЖ.

#### Литература

1. Women's cancers: shining a light on a neglected health inequity/ Udani Samarasekera, Richard Horton/ The Lancet, London, November, 2016
2. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Миниатюрные антенны-аппликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения//Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. В.10.
3. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Сравнение антенн-аппликаторов медицинского назначения// Биомедицинская радиоэлектроника. 2012.В.10.
4. Gautherie M., Gros C. M. Breast thermography and cancer risk prediction // Cancer. 1980.

5. Hong-qin Yang, «Finite element thermal analysis of breast with tumor an its comparison with thermography»// Proc. SPIE 6826, Optics in Health Care and Biomedical Optics III. Beijing (China), 2007.

## ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ ГЕМОДИНАМИКИ КРОВИ

Т.В. Истомина, В.В. Истомин, Е.А. Шачнева, Т.И. Мурашкина\*

*Пензенский государственный технологический университет, г. Пенза*

*\*Пензенский государственный университет, г. Пенза*

На данный момент существует множество систем для анализа компонентов крови и аппаратов для автоматического сбора компонентов крови, а также приборов и методов для контроля и оценки состояния гемодинамики крови. Но процесс забора крови и контроль гемодинамики крови у донора и пациента не достаточно автоматизирован. На данный момент, в большинстве случаев, кровь у донора забирает медицинский работник, который сам контролирует процесс или с использованием сепараторов крови.

В данной статье рассмотрена возможность применения стандартных информационно-измерительных систем с применением ультразвукового преобразователя для автоматизации процесса забора крови у пациента или донора, а также процесса переливания крови.

Структурная схема информационно-измерительной системы оценки гемодинамики крови представлена на рис. 1. В самом начале идет предварительный отбор доноров. На схеме в качестве объекта представлен человек, у которого забирают кровь с помощью устройства забора крови (УЗК), который состоит из ультразвукового преобразователя и контейнера для крови. По акустической проницаемости крови, проходящей, через ультразвуковой преобразователь, оценивается гемодинамика крови. Универсальный блок преобразования (УБП) передает информацию на аналого-цифровой преобразователь (АЦП), откуда в цифровом виде сведения о движении крови по сосудам поступают на ЭВМ.

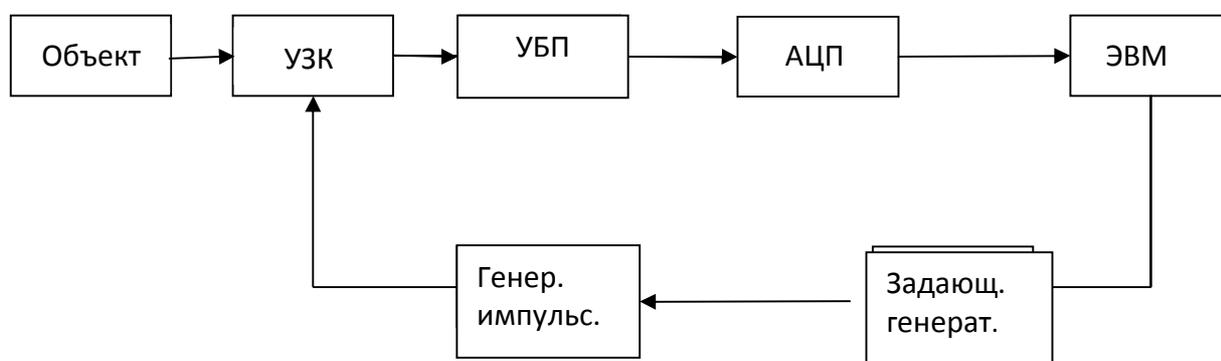


Рис. 1. Структурная схема информационно-измерительной системы:  
УЗК – устройство забора крови, УБП – универсальный блок преобразования;  
АЦП – аналого-цифровой преобразователь, ЭВМ – электронно-вычислительная машина

Предлагается использовать данную систему при заборе крови у пациента, что позволит сократить время на внесение записей в компьютер, а также с использованием ультразвукового расходомера контролировать процесс забора крови.

Рассмотрим принцип действия ультразвуковых расходомеров. Принцип работы основан на измерении того или иного эффекта, возникающего при прохождении акустических колебаний через поток измеряемой среды. Ультразвуковые расходомеры включают расходомеры, основанные на перемещении акустических колебаний движущейся средой, и преобразователи, основанные на эффекте Доплера [1].

Основным требованием к измеряемой среде является ее акустическая проницаемость.

В качестве излучателей и приемников акустических колебаний используются пьезоэлементы. Работа приемника акустических колебаний основана на прямом пьезоэффекте, работа излучателей – на обратном пьезоэффекте: при приложении к поверхностям кристалла переменного напряжения пьезоэлемент будет растягиваться и сжиматься, возбуждая в измеряемой среде акустические колебания [2].

Проанализируем особенности применения ультразвукового преобразователя при процессе забора крови. Диапазон измерения количества крови с помощью УЗК от 0 до 1000 мл. Расчет ИП производился именно для такого диапазона, так как максимальный объем крови, который можно забрать у донора равняется 600 мл и потеря венозной крови более 1000 мл может плохо сказаться на здоровье человека [3].

Так как скорость крови приблизительно равна 6-14 см/с, то скорость забираемой крови при лабораторном анализе должна находиться в пределах 0,2 см/с до 1,3 см/с – это необходимо для того чтобы кислород и остальные необходимые в процессе жизнедеятельности вещества поставлялись в сосуды и головной мозг [1].

Разработали структурную схему измерительного преобразователя расхода жидкости для лабораторного анализа. Выбрали тип преобразования: ультразвуковой, так как данный тип преобразования является наиболее безопасным и дает наиболее точные измерения по сравнению с другими принципами преобразования [3].

На представленной структурной (рис. 2) схеме показан принцип действия измерительного преобразователя.



Рис. 2. Структурная схема ультразвукового измерительного преобразователя:  
Г - генератор, ПЭП<sub>1,2</sub> – пьезоэлектрический преобразователь, БО – биологический объект,  
ФУ – формообразующий усилитель

Действие ультразвукового преобразователя начинается с момента генерирования прямоугольных импульсов с помощью импульсного генератора Г. Сигнал, вырабатываемый генератором, передается на пьезоэлектрический

преобразователь ПЭП1, с ПЭП2 сигнал переходит на биообъект БО. При попадании на БО сигнал искажается, далее искаженный сигнал подается на ПЭП2. Чтобы вернуть сигналу прежний вид прямоугольного импульса, используется формообразующий усилитель ФУ. Начинается процесс измерения величин  $f$  и  $\Delta f$ , после измерения работа преобразователя завершается [6].

В данной статье проанализирована возможность применения стандартных информационно-измерительных систем с применением ультразвукового преобразователя для автоматизации процесса забора крови и оценки состояния гемодинамики крови у пациента или донора, на основании проведенного анализа работы преобразователя можно сделать вывод о том, что применение таких систем возможно [3].

#### Литература

1. Виды, устройства и принцип действия расходомеров. URL: <http://www.devicesearch.ru/article/rashodomeri> – ультразвуковой или доплеровский преобразователь. Дата обращения (21.04.2013). - 2010–2014 DeviceSearch.ru
2. Лепявко А.П. Расходомеры и счетчики жидкости и газа. Проверка и калибровка. М.: АСМС, 2005. 98 с.
3. Измерение расхода жидкости в системах жизнеобеспечения космонавтов / Мурашкина Т.И., Истомина Т.В., Бадеева Е.А., Серебряков Д.И., Юрова О.В., Удалов А.Ю., Шачнева Е.А. // Медицинская техника. 2015. № 5. С. 31-34.
4. Истомина Т. В., Истомин В.В., Шачнева Е.А. Автоматизация оценки состояния гемодинамики крови // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии ФРЭМЭ '2016: тр. XII Междунар. науч.-практ. конф., 5-7 июля 2016 г. М., 2016. Кн. 2. С. 144-147.

### **ВЛИЯНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН АППАРАТА УЗТ-101 Ф НА ПРОТЕКАНИЕ ДИФфуЗИИ ЧЕРЕЗ МЕМБРАНУ**

И.Н. Валько, М.И. Гордин

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

*Кубанский государственный университет, г. Краснодар*

Применение мембранных технологий имеет важное значение в медико-биологической практике, будь то очистка лекарственных препаратов от низкомолекулярных примесей или проведение плазмафереза. Исследования диффузных процессов также играют большую роль в усовершенствовании методов доставки лекарственных препаратов. Ультразвуковые колебания, как и другие физические поля, способны оказывать влияние на ход того или иного мембранного процесса. Это относится в первую очередь к биологическим мембранам, так как именно эта область вызывает наибольший интерес. Ультразвук в медицине используется довольно широко, тем не менее остаются актуальными исследования, проводимые в области применения акустической энергии в терапии, несмотря на большое количество имеющейся информации [1].

Одним из способов применения ультразвука является фонофорез – процесс ускорения проникновения лекарственного вещества через эпителий. Предполагается, что энергия акустических колебаний высокой частоты помогает препарату проникнуть в более глубокие слои кожи, параллельно оказывая тепловой и массажный эффект. Предпосылками внедрения этого метода послужили способность ультразвука разрыхлять ткани, ускорять диффузные процессы, усиливать действие лекарств. Ультразвук к тому же может снижать побочное действие вводимых лекарственных веществ [2]. Хотя этот метод используется уже давно, его эффективность все же остается спорной.

Целью данной работы являлось построение упрощенной модели переноса вещества через мембрану. Естественно, что биологическая мембрана по своей сложности не сопоставима с синтетическими, но тем не менее некоторые свойства искусственных мембран могут быть отнесены и к биологическим. Для исследования диффузии была сконструирована экспериментальная ячейка состоящая из двух камер, разделенных мембраной из целлофана. Для подачи ультразвукового излучения и уменьшения энергетических потерь один из концов ячейки не был запаян, но закрыт полиэтиленовой пленкой, с которой контактировал источник ультразвука.

Схема экспериментальной ячейки с излучательной головкой аппарата для ультразвуковой терапии и прибором для регистрации электропроводности растворов изображены на рис. 1.

В качестве регистрации изменения концентрации растворов использовался прибор для измерения электропроводности, которая прямо пропорциональна концентрации вещества. Это вещество должно содержать носители тока, поэтому нами использовался раствор хлорида натрия, диссоциирующего в воде на ионы. В качестве мембраны использовался целлофан. Лучшим решением было бы использовать другие синтетические мембраны, используемые для научных целей, но такой возможности не оказалось. К тому же предварительные эксперименты показали, что диффузия соли через целлофан протекает, что подтверждает возможность ее применения.



Рис. 1. Экспериментальная установка

Источником ультразвуковых волн являлся аппарат для ультразвуковой терапии УЗТ-101 Ф, генерирующий колебания с частотой 880 кГц. Ультразвук подавался в камеру с раствором соли концентрации 0,34 г/моль. В другой камере находилась дистиллированная вода, в которую были опущены электроды для регистрации изменения ее проводимости. В начальный момент она равнялась нулю.

Эксперименты показали, что процесс диффузии протекал быстрее с подачей ультразвука, что подтверждает его интенсифицирующие свойства [3].

Однако стоит отметить факт, что через некоторое время скорость диффузии уменьшалась, а при отводе излучательной головки электропроводность во второй камере резко возрастала на несколько единиц. Этот факт требует объяснений.

На рис. 2 представлены графики изменения электропроводности дистиллированной воды от времени. Процесс шел быстрее и когда источник был направлен в камеру с раствором соли, и когда ультразвук подавался в камеру с дистиллированной водой (синяя и фиолетовая линии на графике рис. 3). При этом температура растворов в камерах увеличилась на 5-7 градусов, что подтверждает тепловое действие ультразвука [2,4]. Из этих наблюдений можно сделать вывод, что ускорение переноса ионов происходило также за счет увеличения их тепловой энергии и подвижности.

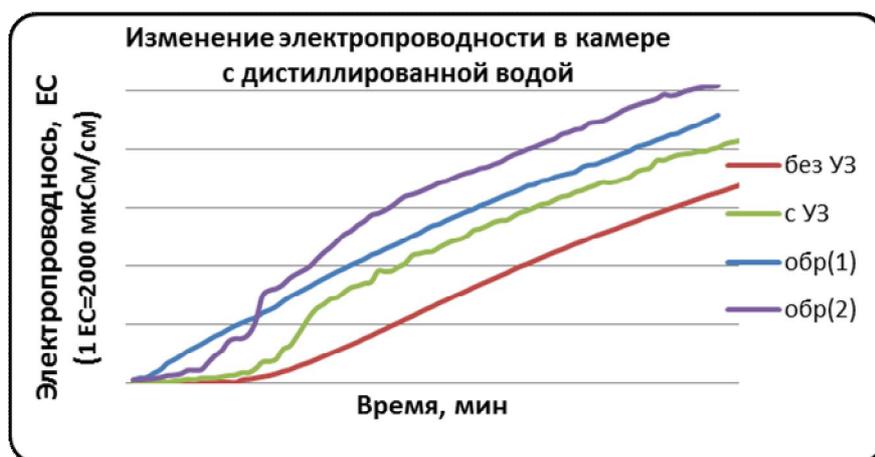


Рис. 2. Процесс диффузии с воздействием ультразвука

В некоторых опытах никакого ускорения не наблюдалось, и даже происходил спад скорости увеличения электропроводности. Этот факт, не объясняемый в рассмотренной литературе, вызывает большой интерес и требует дополнительных экспериментов. Тем не менее были получены результаты нескольких экспериментов, в которых процесс диффузии с ультразвуковым воздействием шел значительно быстрее, чем без него.

Таким образом, проведенные эксперименты подтверждают интенсифицирующие свойства акустического поля. Применение ультразвука в биологии и медицине остается актуальным вопросом, так как его возможности далеко не исчерпаны, постоянно совершенствуются методики для более выраженных положительных эффектов.

#### Литература

1. Акопян Б.В. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: учеб. пособие. М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. 224 с.
2. Ультразвуковая терапия (УЗТ) [электронный ресурс] // Информационный портал о физиотерапии. 2012 г. URL: <http://www.physiotherapy.ru/factors/mechano/phonophoresis.htm>

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

4. Шиляев А.С. Физические основы применения ультразвука в медицине и экологии: учеб.-метод. пособие. М.: Минск: МГЭУ им. А.Д. Сахарова, 2009. 10 с.

## **ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ОЦЕНКА СИЛЫ МЫШЦ ПРИ ПОМОЩИ СТИМУЛЯЦИИ**

Т.Ю. Шувалова

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

*Вологодский государственный университет, г. Вологда*

Исследование мышечной силы является жизненно важной задачей. Оно необходимо для определения состояния организма человека, выявления слабости или излишнего тонуса мышц, диагностики заболеваний и оценки эффективности проводимого лечения. Использование конкретного исследовательского подхода определяется тяжестью заболевания или клиническими обстоятельствами. В настоящее время в здравоохранении Российской Федерации и научных исследованиях используются несколько методик испытаний, каждая из которых обладает своими особенностями. Так как медицинская практика, основанная на результатах измерений, становится нормой, потребность в количественной оценке результатов мышечной силы возрастает, и исследование мышечной силы может стать всё более и более популярным.

Большинство методов, используемых для количественного определения силы мышц, основываются на том, что для проведения диагностики необходимо совершение усилий самим пациентом [1]. Но бывают ситуации, когда такие добровольные усилия не возможны.

В связи с этим целью работы явилось изучение исследования мышечной силы для определения произвольных изометрических сокращений мышцы. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- поиск метода, предусматривающего активацию работы мышц извне;
- оценка эффективности метода;
- возможность реализации метода повсеместно.

В случаях, когда больным трудно использовать свои силы в полном объеме, помочь в оценке мышечной силы может метод, при котором добровольное сокращение мышцы пациентом не требуется.

При использовании такого метода производится стимуляция работы мышц, то есть вызов их произвольного сокращения. Мышца активируется неинвазивно стимуляцией двигательного нерва. Схема установки для выполнения данной методики представлена на рис. 1.



Рис. 1. Схема установки для оценки силы мышц при электростимуляции

Фиксирующее устройство удерживает определенную часть тела в необходимой позиции, ограничивающей движение: отведение или сгибание пальца, сгибание руки в локтевом суставе. Стимуляция мышечных точек, отвечающих за сокращение, происходит при помощи поверхностных электродов. Используется единичный раздражитель, вызывающий судорожное сокращение или титаническое сокращение (если используется короткая череда импульсов с интервалом 5 мс). Измерения изометрического крутящего момента осуществляется при помощи тензодатчиков.

При помощи определённого программного обеспечения все данные, примерный вид которых изображен на рис. 2, выводятся на экран и одновременно проводится их анализ.

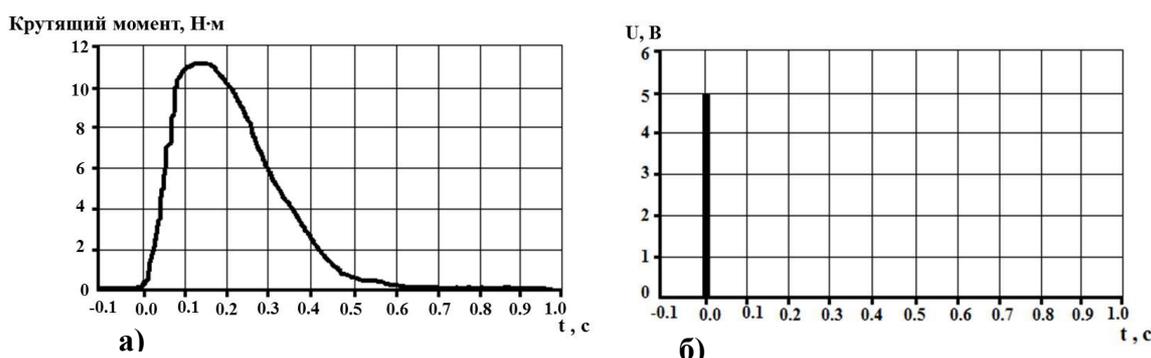


Рис. 2. Пример вывода данных, необходимых исследователю для последующего анализа состояния мышечной силы: а – волны мышечного крутящего момента; б – вводимый мышечный стимул

На графике показана примерная волна крутящего момента мышц-сгибателей у здорового человека.

Параметры, которые можно определить данным методом, занесены в таблицу.

Нормальные значения параметров

Параметр	Нормальное значение
Максимальный крутящий момент	10.74 Н·м
Время полурасслабления	0.12 с
Время сокращения	0.09 с
Пиковая скорость развития	305.2 Н·м/с
Пиковая скорость спада	122 Н·м/с
Время до максимального развития (от начала до достижения пиковой скорости крутящего момента)	0.014 с
Время до максимального спада (от пиковой скорости нарастания до пиковой скорости спада)	0.15 с
Время до появления (Время после воздействия до появления крутящего момента)	0.03 с

Для оценки эффективности метода определим его ограничения:

- невозможность активации мышц и нервов, которые находятся глубоко, поверхностными электродами;
- мышцы могут продуцировать крутящий момент конечности в измеряемом направлении;
- отсутствие добавочного стимула к мышцам-антагонистам, которые будут изменять измеряемые силы.

Чтобы определить возможность повсеместного применения, рассмотрим, какие элементы входят в прибор:

1. Стабилизирующее устройство, удерживающее конечность в определенном положении.
2. Датчик силы, который способен определить крутящий момент, совершаемый мышцей или группой мышц.
3. Аппаратные устройства для нервной стимуляции, усиления и обработки сигнала
4. Компьютер для подачи стимула
5. Программное обеспечение для записи, анализа отражения сигнала

Достаточно не сложная материальная база, относительно недорогое оборудование позволяют применять данный метод в клиниках различного уровня.

Таким образом, данный метод является достаточно эффективным, в условиях, когда человек сам не способен сократить свою мышцу в полную силу. Но в случаях, когда такого ограничения нет, следует пользоваться методами, которые определяют силу при помощи добровольных усилий.

#### Литература

1. Врачебные методы диагностики: учеб. пособие / В.Г. Кукес, В.Ф. Маринин, И.А. Реуцкий, С.И. Сивков. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006. 720 с.

## **АВТОМАТИЗАЦИЯ ВЫБОРА ПОРОГА В ЗАДАЧАХ СЕГМЕНТАЦИИ ОПУХОЛИ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА МРТ ИЗОБРАЖЕНИЯХ**

А.Р. Абдулракеб, В.А. Аль-Хайдри  
Научный руководитель: д.т.н., профессор Л.Т. Сушкова

*Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича  
и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир*

Пороговый метод является одним из самых простых методов сегментации, его суть заключается в определении значения порога и последующее сравнение с ним каждого из пикселей изображения. Пикселям с яркостью, превышающей величину порога, присваивается значение «1», а всем остальным пикселям – значение «0» [1]. Математическое описание данной процедуры имеет вид:

$$y(i, j) = \begin{cases} 1 & x(i, j) \geq T, \\ 0 & x(i, j) < T, \end{cases} \quad (1)$$

где  $i, j$  – число строк и столбцов,  $y(i, j)$  - сегментируемое изображение,  $x(i, j)$  - исходное изображение,  $T$  – порог сегментации.

Пороговые методы разделяются на глобальные и локальные. При глобальной обработке применяется один порог. В ситуациях, когда имеется изображение с неравномерной гистограммой, используется локальная обработка. В этом случае изображение разбивается на подобласти, в каждой из которых для сегментации используется свое значение порога. На рис. 1 приведены примеры использования разных порогов для сегментации опухоли головного мозга (ОГМ).

Известно, что пороговые методы достаточно эффективны при сегментации изображений с большим контрастом между областями.

Одним из известных глобальных пороговых методов является метод Отсу (Otsu, 1979 г.) [2]. Он применяется для отделения объектов от фона. Порог вычисляется автоматически по известному методу линейного дискриминантного анализа.

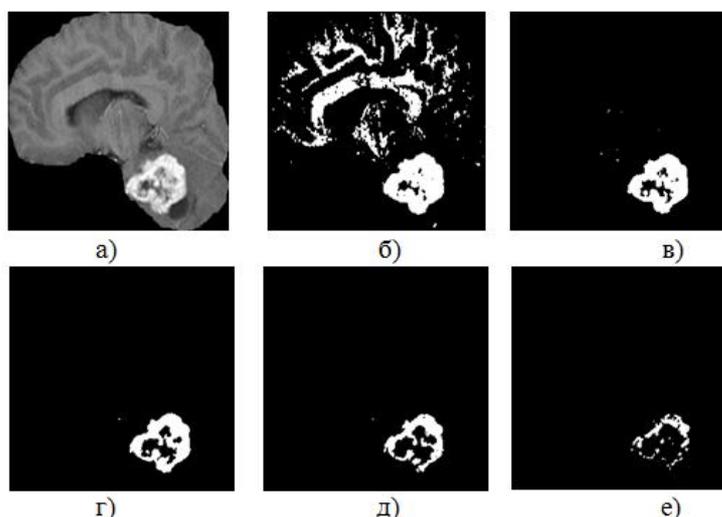


Рис. 1. Сегментация ОГМ на МРТ изображении головного мозга при разных порогах:  
а) исходное изображение; сегментируемое изображение при следующих порогах:  
б)  $T=127,5$ ; в)  $T=153$ ; г)  $T=178,5$ ; д)  $T=204$  и е)  $T= 229,5$

На рис. 2 приведено практическое применение метода Отсу для сегментации ОГМ: исходное изображение (а); гистограмма изображения с отмеченным значением найденного порога яркости, который равен 60 (б); сегментируемое изображение (в).

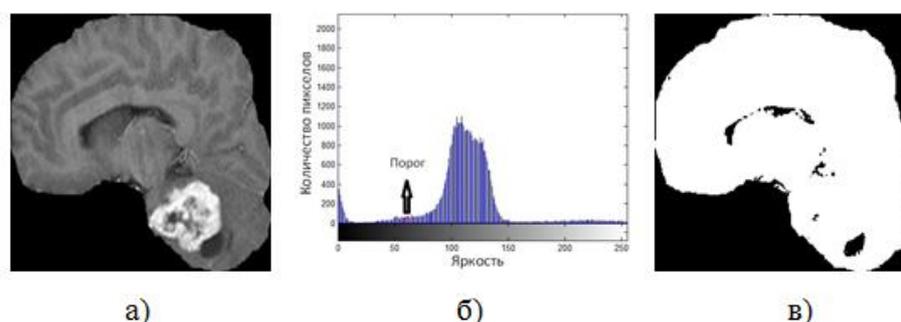


Рис. 2. Сегментации ОГМ на МРТ изображении головного мозга методом Отсу

Анализ рис. 2 показывает, что применение порога, вычисляемого по методу Отсу, сегментирует весь головной мозг как один объект, и в результате на сегментируемом изображении контуры и местонахождение опухоли теряются. В данной работе предлагается алгоритм (рис. 3) автоматизации выбора порога для сегментации ОГМ на МРТ изображениях, позволяющий повысить эффективности сегментации ОГМ.

Принцип работы алгоритма заключается в построении гистограммы яркости изображения и нахождении на гистограмме точек a,b,c (рис.4, б) соответствующих: интенсивностям яркости фона изображения (a) и серого вещества (b), а также порогу сегментации (c). По оси x отложены значения интенсивности яркости, по оси y - количество пикселей. Точка (a) на рис. 4, б представляет собой первую моду и характеризует значение интенсивности яркости, равное нулю, что соответствует фону изображения с черным цветом. Вторая мода на рис. 4,б соответствует точке (b) и характеризует яркость серого вещества с максимальным количеством пикселей. Справа от второй моды определяется порог сегментации (точка c), значения которого определяется на уровне 0,1 от значения второй моды. Результат сегментации представлен на рис. 4,в.

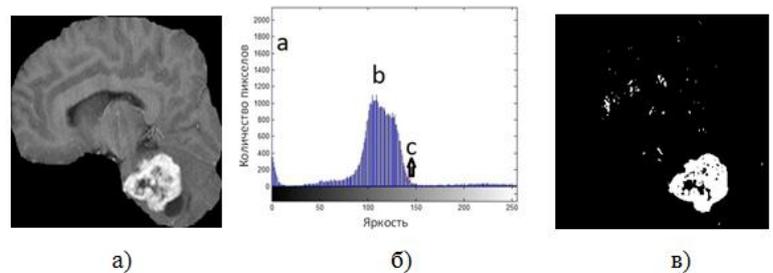
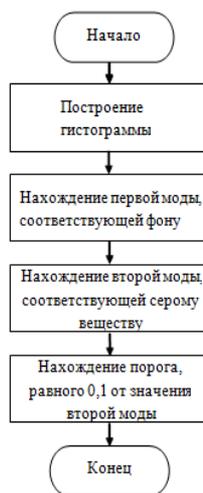


Рис. 4. Сегментации ОГМ на МРТ изображении головного мозга автоматизированным пороговым методом

Рис. 3. Алгоритм автоматизации выбора порога яркости

Для количественной оценки работы алгоритма были сформированы две базы данных (БД) МРТ изображений аксиального и сагиттального срезов, полученных с использованием режима T1+Contrast в процессе диагностических исследований пациентов специализированных клинических учреждений (табл. 1).

Таблица 1

Характеристика сформированных БД МРТ изображений

Источник исходных данных	Количество	Тип МРТ оборудования	Специфика МРТ изображений
Владимир, Россия	60	Philips Intera с индукцией магнитного поля 1,5 Т	Высокоинтенсивные
Эр-Рияд, Саудовская Аравия	260	GE Signa с индукцией магнитного поля 1,5 Т	Низкоинтенсивные

В качестве критериев количественной оценки результатов сегментации использовались общепризнанные критерии: индекс Жаккара (Jaccard index)  $J_{ind}$ , коэффициент Дайса (Dice score)  $D$ , чувствительность  $Sens$  и специфичность  $Spec$  [3].

В табл. 2 приведено сравнение полученных медианных значений критериев оценки эффективности для обычного и предложенного автоматизированного порогового метода сегментации МРТ изображений сформированных БД. При использовании традиционного порогового метода для высокоинтенсивных изображений первой БД применялся порог 178,5, так как опухоль находилась в диапазоне порогов от 178 до 255, а для низкоинтенсивных изображений второй БД применялся порог 127,5, что обусловлено нахождением опухоли в диапазоне порогов от 127 до 200. Сопоставительный анализ полученных медианных значений критериев  $D$ ,  $J_{ind}$ ,  $Sens$ ,  $Spec$ , приведенных в табл. 2, свидетельствует о повышении эффективности порогового метода сегментации ОГМ на МРТ изображениях при выборе порога в автоматическом режиме.

Таблица 2

Расчетные медианные значения критериев оценки эффективности порогового метода сегментации в обычном и автоматизированном режимах

Методы сегментации	D		$J_{ind}$		Sens		Spec	
	1 БД	2 БД	1 БД	2 БД	1 БД	2 БД	1 БД	2 БД
Традиционный пороговый метод	0.65	0.72	0.49	0.57	0.63	0.73	0.99	0.99
Автоматизированный пороговый метод	0.67	0.76	0.51	0.62	<b>0.81</b>	0.86	0.99	<b>0.99</b>

Предложенный алгоритм автоматизации процедуры выбора порога сегментации позволяет повысить диагностическую значимость МРТ изображения для врача и, как следствие, эффективность последующего лечения. Результаты проведенных исследований показали, что в случае применения описанного модифицированного порогового метода, обеспечивающего выбор порога в автоматическом режиме, эффективность процедуры сегментации ОГМ на МРТ изображениях повышается, о чем свидетельствуют уровни чувствительности и специфичности в пределах от 81 до 99 %.

#### Литература

1. Гонсалес Р.С., Вуд Р.Э. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера. 2005. С. 1072.
2. Otsu N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms / Otsu N // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. 1979. V. 9. P. 62-66.
3. Significance of Segmentation Methods in assessing Brain Tumor Magnetic Resonance Images / Abdulraqeb A.R., Sushkova L.T., Abounassif M.M., Parameaswari P.J., Muteb M.M. // Russian-German Conference on Biomedical Engineering. 2016. P. 62-65.

---

---

## ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОВОЛНОВОЙ РАДИОТЕРМОМЕТРИИ В ВЫЯВЛЕНИИ ПАТОЛОГИЙ И ЗАБОЛЕВАНИЙ МОЗГА

Э.Р. Абидулин

*Московский технологический университет, г. Москва*

В ранней медицинской диагностике актуальны задачи определения глубинных температур биотканей. На сегодняшний день существуют различные традиционные методы неинвазивной диагностики, такие как УЗИ, МРТ, КТ, которые выявляют в основном уже сформировавшиеся опухоли на «клинически поздних» стадиях развития.

Заболевания сосудов головного мозга, согласно данным Федеральной службы государственной статистики, занимают второе место в структуре смертности от болезней системы кровообращений (39%) и общей смертности населения. Ежегодная смертность от инсульта в России остается одной из наиболее высоких в мире (374 на 100 тыс. населения). Летальность при инсультах имеет весьма высокие показатели, и в среднем составляет от 10 до 35%, а смертность от цереброваскулярных заболеваний уступает лишь смертности от болезней сердца и опухолей всех локализаций и достигает в экономически развитых странах 11-12%. Инсульт является ведущей причиной инвалидности населения, вероятность его развития у больных артериальной гипертензией повышается в 3-4 раза. Ежегодно в мире диагностируется около 10 миллионов случаев инсульта, из которых на долю России приходится более 450 тысяч. Данные показатели смертности в России в 4 раза выше, чем в Канаде и США.

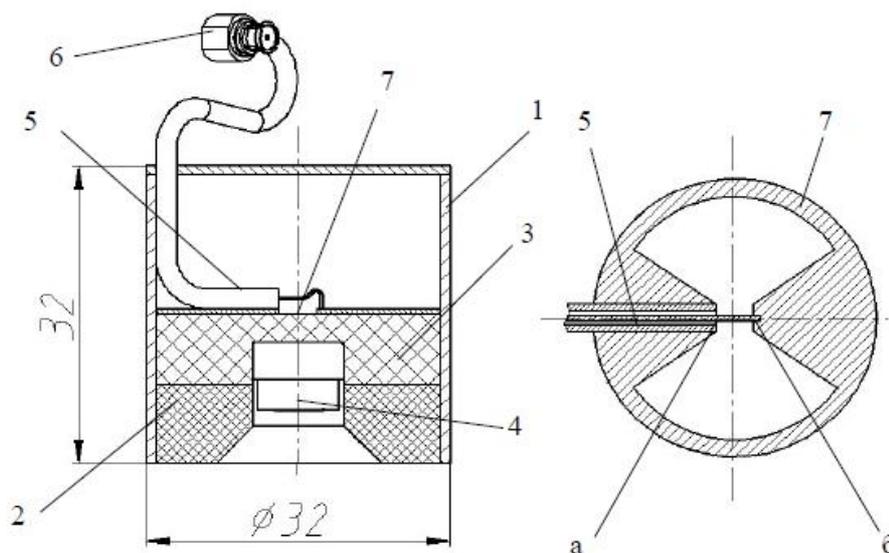
В Афинском национальном технологическом университете разработана система для измерения температуры тканей ГМ человека («MiRaIS»). Приём излучения ГМ осуществляется бесконтактно. Приём сигнала принимающей антенной происходит внутри эллиптической кабины с проводящими стенками, представляющей собой эллиптическую антенну с двумя точками фокусировки. В одной - дипольная антенна, в другой - биологический объект. В системе «MiRaIS» используется СВЧ-приёмник, который работает в четырех частотных диапазонах: 1.1 ГГц, 1.8 ГГц, 2.4 ГГц и 2.8 ГГц. Полоса пропускания в каждом частотном диапазоне: 150 МГц.

N.P.Asimakis, I.S.Karanasiou, N.K.Uzunoglu в [4] представили применение системы-прототипа для пассивного мониторинга внутричерепной температуры в диапазоне  $3,2 \pm 0,45$  ГГц, состоящей из четырёхканального радиометра с фазированной антенной решеткой. В качестве элемента решётки использовалась печатная конформная антенна с излучателем, имеющим L-образный вырез. Для проверки данных расчетов и экспериментальных измерений, были проведены опыты на фантомах с различными настройками конфигураций, определены актуальный уровень детектированной температуры и пространственное разрешение системы.

В работе группы авторов [6] представлена информация о разработке ООО «НПИ Фирма «Гиперион» 20-канального микроволнового радиотермометра для визуализации тепловых изменений ГМ. Этот прибор имеет 20 приёмных каналов и 20 антенн-аппликаторов.

Толщина кожи и подкожно-жирового слоя составляет 4-5 мм (подкожно-жировой слой – 1-2 мм), надкостницы – 1 мм, костей черепа – 1-3 мм, твердой оболочки ГМ – 1 мм, паутинной оболочки ГМ – 1 мм, подпаутинного пространства – 1 мм, мягкой оболочки ГМ – 1-2 мм, серое вещество ГМ; белое вещество ГМ. Спинномозговая жидкость, также должна учитываться в расчетах (толщина  $\approx 1,5$  мм). Так как электрофизические параметры различных слоёв головы человека имеют схожие значения, их можно объединить и рассматривать как один слой. Надкостницу, кости черепа целесообразно рассматривать в качестве одного слоя: костная ткань. Отдельно рассматривается твёрдая оболочка ГМ. Паутинную оболочку ГМ, подпаутинное пространство, мягкую оболочку ГМ, серое вещество ГМ будем рассматривать как один слой. Белое вещество будем рассматривать как отдельный слой. Также отдельно рассматривается слой спинномозговой жидкости. Считается, что антенна принимает собственного излучение ГМ при установке антенны на височную область.

Моделирование производилось в диапазоне частот 3,4-4,2 ГГц. Электрофизические параметры ( $\epsilon(r)$ ,  $\sigma(r)$ ) очага ишемического инсульта близки к аналогичным параметрам неповрежденных тканей ГМ. В качестве приёмной антенны использовалась двухдиапазонная помехозащищённая антенна (рисунок) серийного радиотермометра «РТМ-01-РЭС».



Двухдиапазонная помехозащищённая антенна-аппликатор ( $\varnothing 32$  мм):  
1 – корпус антенны; 2, 3 – диэлектрические шайбы; 4 – инфракрасный датчик в металлическом корпусе; 5 – коаксиальный кабель; 6 – СВЧ-разъём;  
7 – щелевой излучатель в форме «бабочки»

Излучающая система антенны выполнена в виде щелевого вибратора в форме «бабочки». Впервые такой излучатель для медицинских радиотермометров был предложен Хрисановым В.А.

Заштрихованная область (рисунок, справа) представляет собой металлизированную поверхность. Возбуждение осуществлялось с помощью единичного источника в точках «а» и «б».

Проведено компьютерное моделирование собственного радиотеплового излучения ГМ человека в микроволновом диапазоне ( $\lambda=8$  см). Результаты расчета показали, что метод МР способен выявлять тепловые аномалии коры

больших полушарий ГМ. Вклад подчерепных тканей в измеряемую температуру составляет  $\approx 73\%$ . Разрешающая способность прибора на глубине 3 см составила 25-30 мм. Глубина выявления тепловых аномалий составляет 20 мм, но за счёт теплопередачи от глубинных слоёв прибор способен выявлять тепловые аномалии, расположенные значительно глубже. Несомненно, что вопрос расчёта поля температуры в очаге инсульта нуждается в дополнительных экспериментальных и теоретических исследованиях.

#### Литература

1. Седанкин М.К. Антенны-аппликаторы для радиотермометрического исследования тепловых полей внутренних тканей биологического объекта: дис. ...канд. техн. наук. М., 2013. 247 с.
2. Маречек С.В., Поляков В.М., Тищенко Ю.Г. Радиометрические методы исследования температурного режима приповерхностного слоя биоткани // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2003. №8. С. 57-65.
3. Верещагин Н.В., Варакин Ю.Я. Регистры инсульта в России: результаты и методологические основы проблемы // Журнал неврологии и психиатрии. Приложение «Инсульт». 2001. Вып. 1. С. 34-40.
4. Asimakis N.P., Karanasiou I.S.\*, and Uzunoglu N.K. Non-invasive microwave radiometric system for intracranial applications. 2010.
5. Karathanasis K., Gouzouasis I., Karanasiou I. Noninvasive focused monitoring and irradiation of head tissue phantoms at microwave frequencies // IEEE transactions on information technology in biomedicine. 2010.
6. Антенны-аппликаторы для систем радиотермокартирования / Гудков А.Г. [и др.] // Машиностроитель. 2014. № 8. С. 36-45.

### **МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ СУЛЬФАФУРАЗОЛА С ПОМОЩЬЮ ВЫСОКОЭФФЕКТИВНОЙ ЖИДКОСТНОЙ ХРОМАТОГРАФИИ С УФ ДЕТЕКТОРОМ**

И.К. Алиева, Я.Б. Древки  
Научный руководитель: к.х.н. Я.Б. Древки

*Саратовский государственный аграрный университет имени Н.И. Вавилова*

Определение антибиотиков как одной из групп лекарственных соединений, получивших широкое распространение, но в то же время обладающих потенциальной опасностью для здоровья человека, является актуальной проблемой современной клинической, аналитической химии, ветеринарии, фармацевтической и пищевой промышленности [1, 2]. Для контроля за содержанием антибиотиков в различных объектах необходима разработка экспрессных методов их определения [3]. Хроматографические методы являются перспективными методами в силу низкого предела обнаружения и высокой избирательности.

*Аппаратура.* В работе использовали жидкостной хроматограф СтайерАквилон с спектрофотометрическим детектором UV-108. Разделение проводили на колонке (150×3 мм) Luna C18(2) Phenomenex. Спектрофотометр Shimadzu UV 1280.

*Реактивы.* Использовали стандартные образец антибиотика: сульфафуразол (Fluka, Германия). Исходные стандартные растворы с концентрацией 100 мкг/мл готовили растворением навески препарата в ацетонитриле. Рабочие растворы готовили разбавлением исходных ацетонитрилом. Использовали ацетонитрил, ортофосфорную кислоту (Merck, Германия).

Условия хроматографического разделения и детектирования. Использовали подвижную фазу, состоящую из 40% ацетонитрила и 60% ортофосфорной кислоты в концентрации 2%. Температура колонки составляла 35<sup>0</sup>С.

Скорость потока 1 мл/мин.

Объем пробы 20 мкл.

Длина волны 315 нм.

Результаты и их обсуждение

УФ спектр сульфафуразола (рис. 1) обладает максимальной оптической плотностью при 315 нм. Что и обусловило выбор данной длины волны.

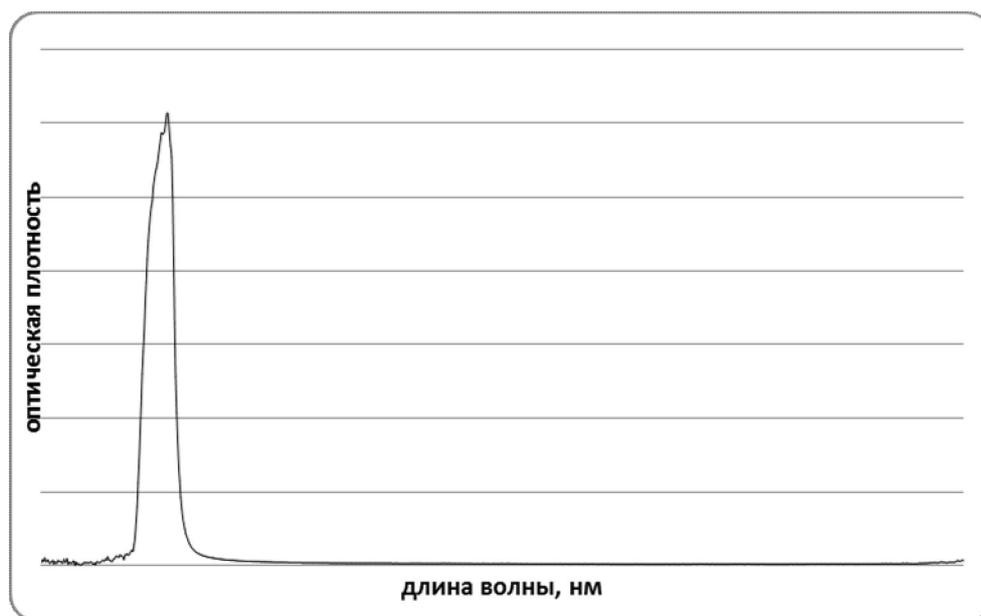


Рис. 1. УФ спектр сульфафуразола

В приведённых выше условиях хроматографирования растворов сульфафуразола в концентрации 50 и 100 мкг/мл методом ВЭЖХ с УФ детектором установлено, что время удерживания данного соединения находится в интервале от 5,1 до 5,2 мин (рис. 2).

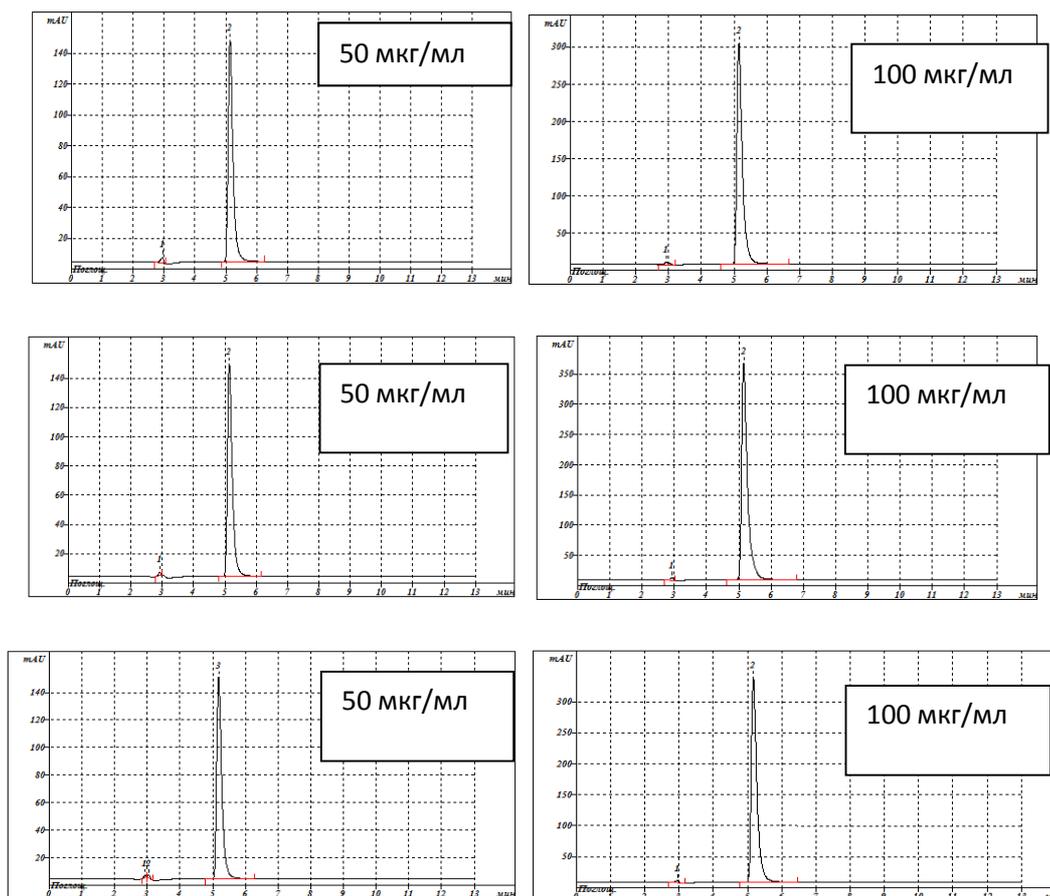


Рис. 2. Хроматограммы растворов сульфатуразола в концентрации 50 и 100 мкг/мл

Времена удерживания, высота и площадь пика сульфатуразола представлены в таблице.

Времена удерживания, высота и площадь пика сульфатуразола

Концентрация	Время удерживания	Высота пика	Площадь пика
мкг/мл	мин	mAU	mAU*сек
50	5,138	143,97	1588,44
50	5,14	145,20	1582,48
50	5,181	146,70	1608,42
100	5,148	297,59	3519,62
100	5,148	357,96	4540,05
100	5,17	332,00	3841,42

По результатам исследований построены два градуировочных графика зависимости концентрации от высоты пика (рис. 3) и от площади пика (рис. 4).

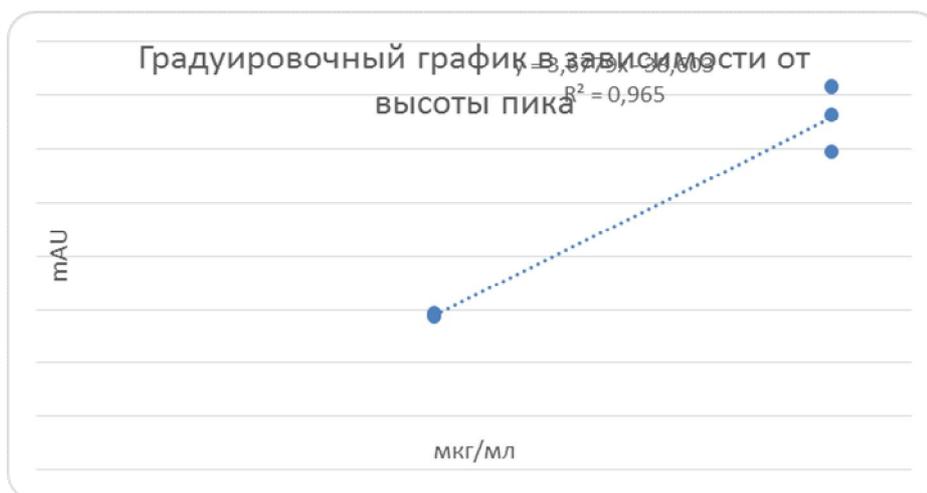


Рис. 3. Градуировочный график зависимости концентрации от высоты пика

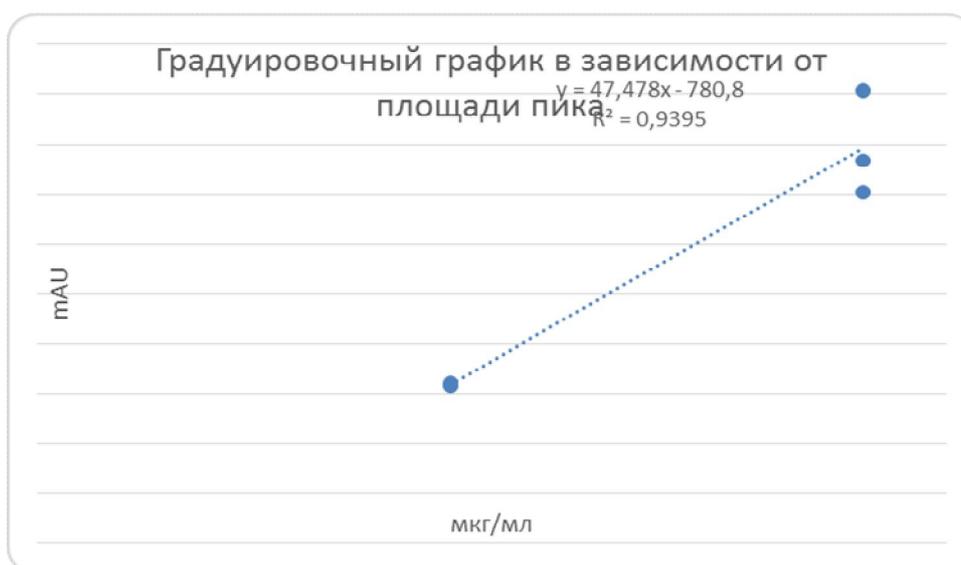


Рис. 4. Градуировочный график зависимости концентрации от площади пика

Таким образом, нами разработан эффективный способ определения сульфатуразола в различных образцах с высокой точностью методом ВЭЖХ с УФ детектором и при использовании легкодоступных реактивов.

#### Литература

1. Laws A., Page M. The chemistry and structure-activity relationships of C3-quaternary ammonium cephem antibiotics // J. Chemother. 1996. № 8. Suppl. 2. P. 7-22.
2. Егоров Н.С. Основы учения об антибиотиках. М.: Наука, 2004. 528 с.
3. Кулапина Е.Г., Снесарев С.В., Кулапина О.И. и др. Некоторые проблемы обеспечения избирательности и чувствительности определения антибиотиков в лекарственных и биологических средах. Гл. 1.9 Фармацевтический анализ // Аргамак-Медла. 2013. С. 326-361.

---

---

## ОЦЕНКА ФАРМАКОТЕРАПИИ ГЕПАТИТА НЕЙРОННОЙ СЕТЬЮ

А.Н. Астафьев

Научный руководитель: к.т.н., доцент В.В. Кавыгин

*Липецкий государственный технический университет г. Липецк*

Анализ эффективности применяемых лекарственных препаратов является для медицины фундаментальной задачей, так как с каждым годом число фармацевтических наименований возрастает, а их эффективность при лечении меньше, даже по сравнению с более дешёвыми аналогами. Острой проблемой для современной медицины является заболевание гепатит, которое во многих районах носит эпидемический характер. Наличие у данного заболевания различных этиологических форм затрудняет его диагностику и лечение, стоит отметить, что сама терапия гепатита довольно финансово затратна и оказывает большую токсическую нагрузку на организм. Именно поэтому оценка эффективности лекарственных препаратов и лечения носит на сегодняшний день актуальный характер [1].

При анализе закономерностей диагностических данных пациента, которые характеризуются многофакторной информацией, применение статистических методов очень затруднительно, так как у каждого пациента необходимо учитывать показания  $>20$  факторов. Применение прямых методов для решения подобных задач требует существенных затрат времени, знаний и иных ресурсов [2]. Перспективным направлением является именно использование математических алгоритмов для диагностики в медицине.

Хорошие данные показывает алгоритм с направленным возбуждением нейронов сети в зависимости от вектора выходного сигнала [3]. Данный подход позволяет сократить время обучения и наращивать каскадную архитектуру только в требуемом направлении. Также данный подход позволяет оценить значение каждого весового коэффициента для выходного сигнала сети [4].

В модифицированной нейронной сети имеются три первоначальные радиальные нейронные сети в которых происходит возбуждение нейронов в пространстве весов. При обучении активизируются не все нейронные элементы, а лишь та часть весов, которая необходима для формирования корректного отклика сети. Недействующая сеть обладает своеобразной памятью, которые не утрачиваются при повторном обучении [3].

В качестве входных параметров для сети были выбраны значения 20 биологических анализов и факторов (таблица), которые используются для диагностики состояния при гепатите.

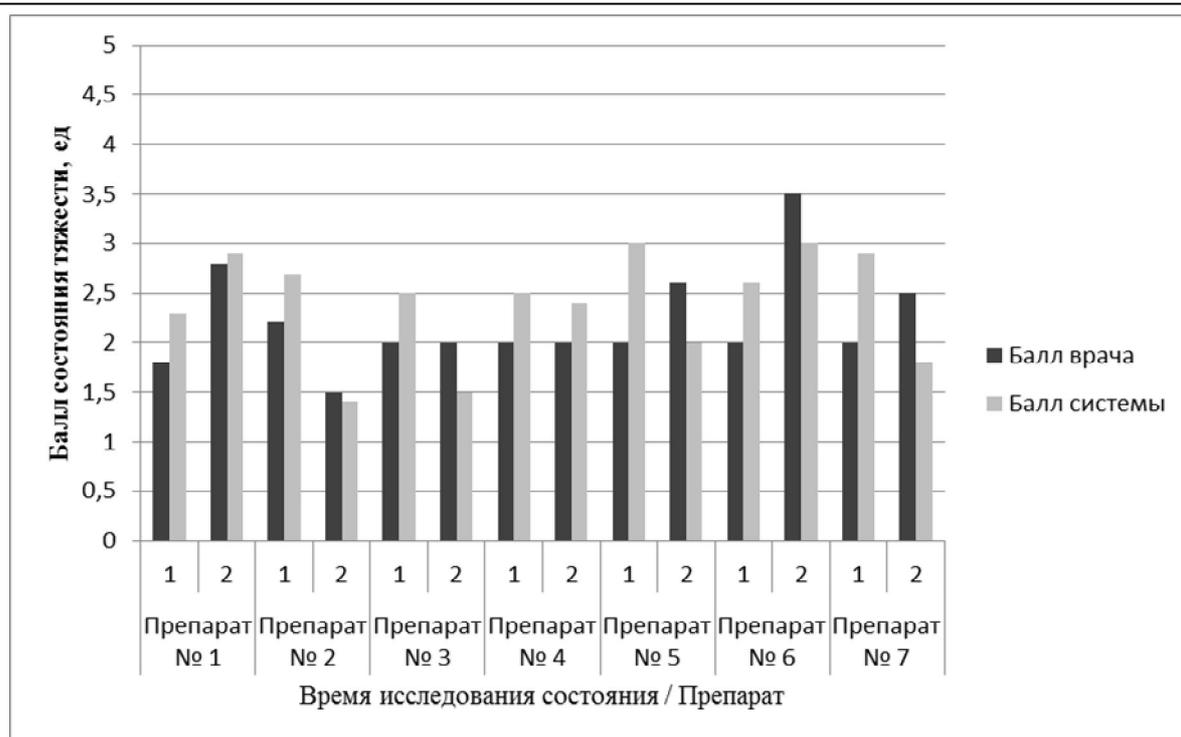
Количество учитываемых факторов можно увеличивать практически неограниченно [2]. Это важное достоинство по сравнению с известными экспертными системами. Увеличение учитываемых параметров обучения и факторов почти не оказывает влияния на длительность в то же время повышает объективность получаемых оценок.

Выход системы варьировался по пятибалльной шкале, где 1 – характеризует комплекс значений факторов характерных для здорового человека, 2 – состояние больного удовлетворительно, 3 – состояние больного средней тяжести, 4 – среднетяжелое состояние, 5 – состояние характерное для тяжелобольного человека.

#### Исходные факторы

Номер фактора	Наименование фактора	Группа	Диапазон изменения
1	Пол	Физиологические данные	Муж. / Жен.
2	Возраст	Физиологические данные	1-70 лет
3	Лейкоциты	Клетки крови	$(1-15) \times 10^9/\text{л}$
4	Эритроциты	Клетки крови	$(2-10) \times 10^{12}/\text{л}$
5	Гемоглобин	Клетки крови	80-270 г/л
6	Тромбоциты	Клетки крови	$(50-800) \times 10^9/\text{л}$
7	АутоАТ	Иммунная система	да/нет
8	НК-клетки	Иммунная система	$40-750 \text{ мкл}^{-1}$
9	В-клетки	Иммунная система	$80-700 \text{ мкл}^{-1}$
10	CD4+	Иммунная система	$200-1500 \text{ мкл}^{-1}$
11	CD8+	Иммунная система	$150-1050 \text{ мкл}^{-1}$
12	ПЦР	ПЦР	+/-
13	Количество копий	ПЦР	1-100000 копий
14	Билирубин общий	Показатели печени	0-100 мкмоль/л
15	Билирубин прямой	Показатели печени	0-30 мкмоль/л
16	Тимоловая проба	Показатели печени	0-30 единиц
17	АЛАТ	Показатели печени	0-1000 ЕД/л
18	Коллаген 4	Другие	0-300 единиц
19	ТТГ	Другие	да/нет
20	ЦИК	Другие	0-220 мкг/мл

Система, обученная по наиболее различным примерам, имеет достоверность системы выше на 13,6%, чем при обучении по схожим примерами и по примерам, выбранным последовательно.



Гистограмма сравнения состояния пациентов  
(где 1 – начало приёма препарата, 2 – через 6 месяцев)

Созданная система прошла клиническую апробацию, с её помощью было проведено исследование эффективности группы препаратов для лечения гепатита С (рисунок) [1], у каждого препарата учитывались средние значения тяжести 5 пациентов. Коэффициент корреляции системы с оценкой врача составляет 0,8, что позволяет говорить о достаточной математической апробации данного метода.

#### Литература

1. Астафьев А.Н. Экспертная система оценки состояния тяжести пациента для мониторинга эффективности лечения // Высшая школа. Уфа: Инфинити, 2016. № 2. С. 82-84.
2. Быстрый алгоритм оценки высокоразмерной энтропии биометрических образов на малых выборках / Ахметов Б.Б., Иванов А.И., Малыгин А.Ю., Безяев А.В., Газин А.И. // Надежность и качество: тр. Междунар. симпозиума, Т. 2, Пенза: Пенз. гос. ун-т, 2015. С. 285-287.
3. Горбань А.Н., Россиев Д.А. Нейронные сети на персональном компьютере / А.Н. Горбань. Новосибирск: Наука. Сибирская издательская фирма РАН, 1996. 276 с.
4. Рутковская Д., Пилинский М., Рутковский Л. Нейронные сети, генетические алгоритмы и нечеткие системы. М.: Горячая линия – Телеком, 2004. 452 с.

## РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ДИАГНОСТИКИ ГЛАЗНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ С ПОМОЩЬЮ ПРЯМОЙ ЦЕПОЧКИ РАССУЖДЕНИЙ

Е.Ю. Бабаева

Научный руководитель: к.т.н. Л.А. Коробова

*Воронежский государственный университет  
инженерных технологий, г. Воронеж*

С помощью фреймовой модели [1] представления знаний была реализована структура отношений, описывающая классификацию глазных заболеваний, которая представлена на рис. 1.

При рассмотрении предметной области «Глазные заболевания», были выявлены следующие объекты и атрибуты:

Объект: заболевание

Атрибуты: категории заболеваний, названия заболеваний, симптомы заболеваний.

Модель предметной области представлена на рис. 1.

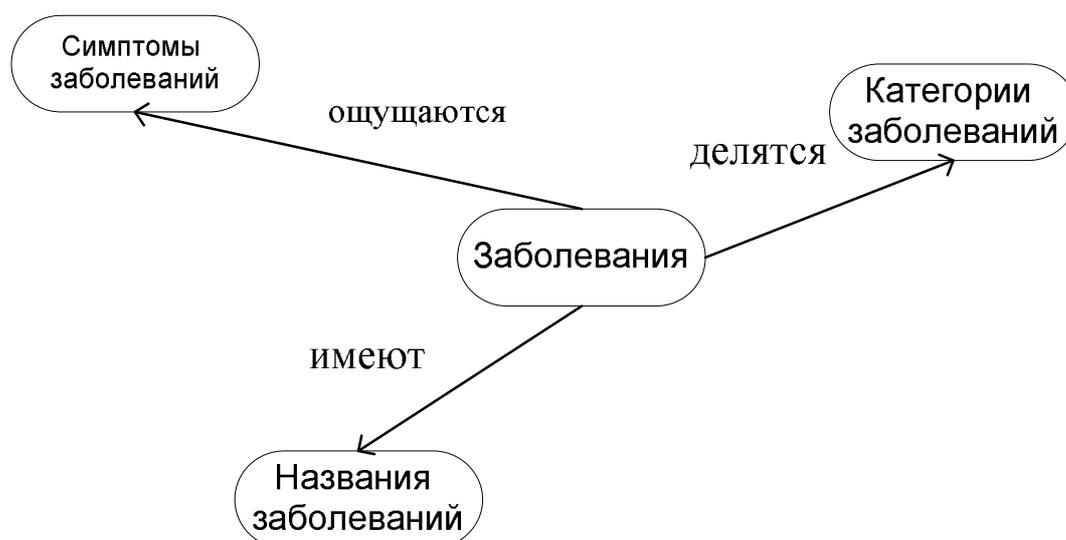


Рис. 1. Модель предметной области

Самой распространенной формой реализации базы знаний является представление знаний с помощью правил продукции [2], с их помощью можно описать практически любую систему знаний.

Правила продукции представлены в виде импликации:

$$p_i : s_i \rightarrow d_i,$$

где  $p_i$  – правило продукции,

$s_i$  – условие применения правила,

$d_i$  – результат применения правила.

Использование правила продукции представлено на рис. 2.

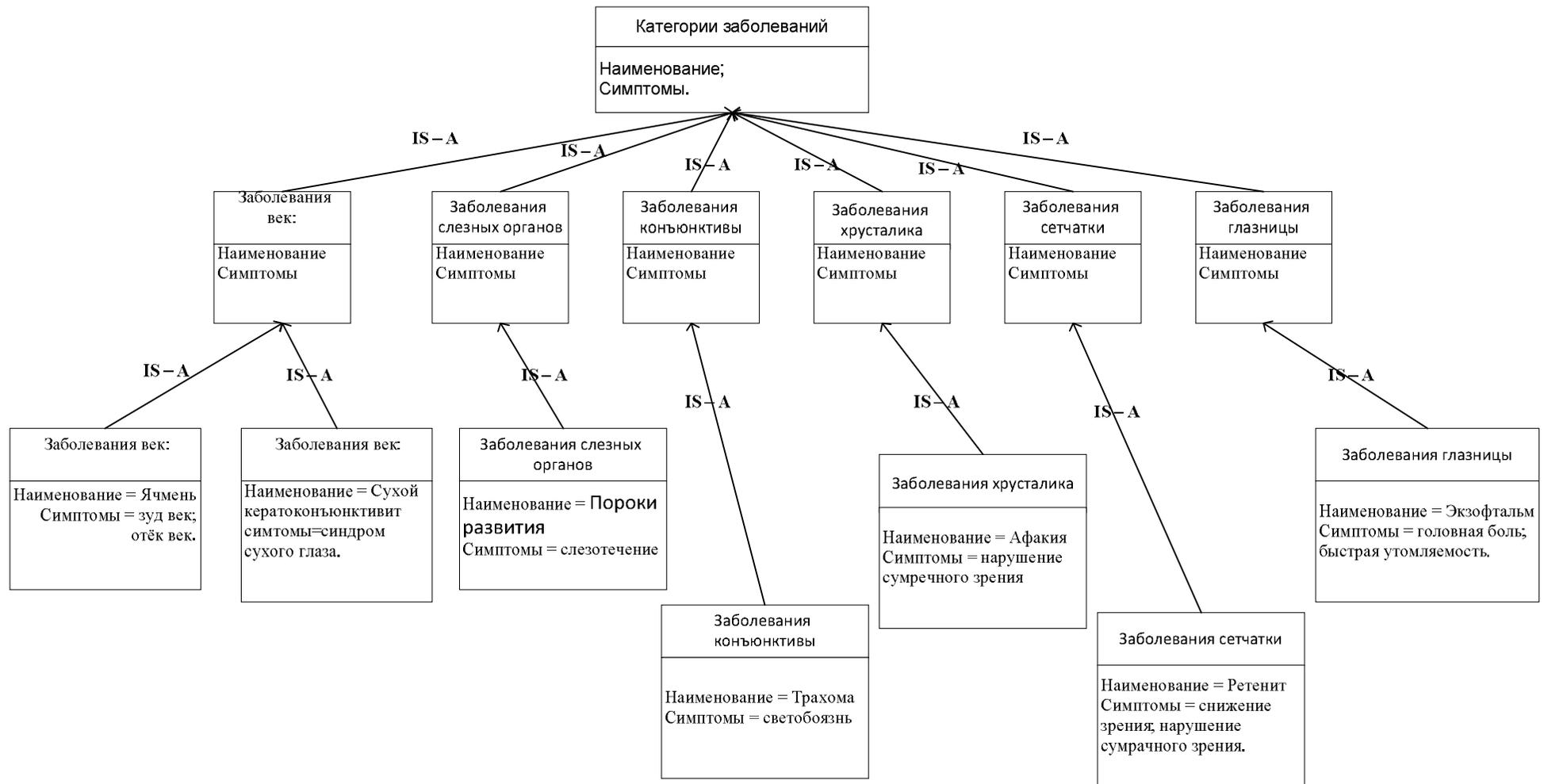


Рис. 2. Структура отношений, описывающая классификацию глазных заболеваний

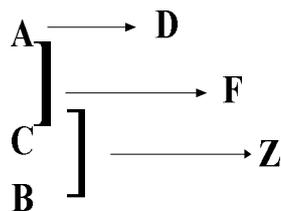


Рис. 3. Использование правила продукции

1. Если есть симптом (A) – ставится диагноз, болезнь (D).
2. Если есть симптом (A) и симптом (C) – ставится диагноз, болезнь (F).
3. Если есть симптом (A) и симптом (C) и симптом (B) – ставится диагноз, болезнь (Z).

По известным симптомам ставится диагноз, который следует из этих симптомов, таким образом будет накапливаться рабочая память.

C & A → F, и диагноз F помещается в рабочую память. Тогда снова делается проверка правил, которые находятся в базе, A & C & B → Z, и диагноз Z заносится в рабочую память. Если он является окончательным, то поиск прекращается. Реализация прямой цепочки рассуждений представлена на рис. 4.

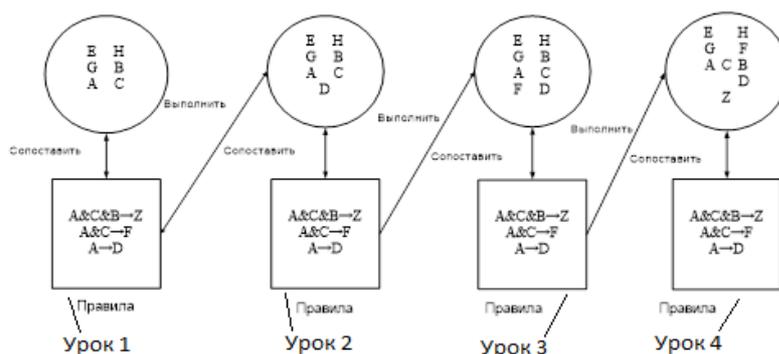


Рис. 4. Реализации прямой цепочки рассуждений

Таким образом, для урока 4 рисунка 4 получаем: если выбраны из базы знаний симптомы A, C и B, то в случае использования правила A&C&B→, следует вывод о диагнозе Z.

В качестве программной реализации алгоритма использования правил прямой цепочки рассуждений выбрана среда Пролог. Программная реализация модели диагностики глазных заболеваний представлена ниже.

1. Запрос на запуск программы представлен на рис. 5.

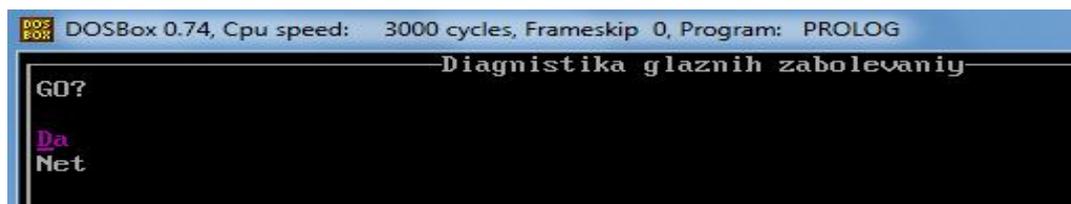


Рис. 5. Запуск программы

2. Вопросы о наличии определенных симптомов у пациента представлены на рис. 6 (число задаваемых вопросов определено наполненностью базы знаний).

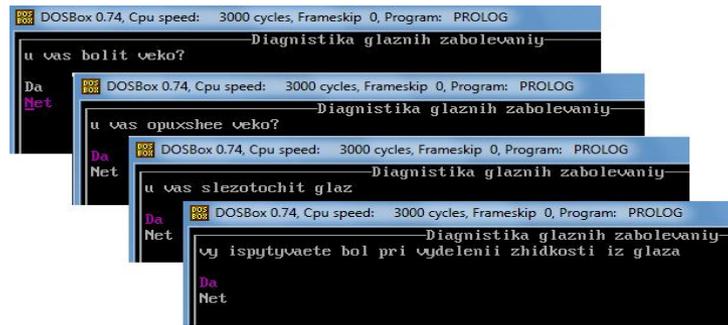


Рис. 6. Опрос пациента

3. Сообщение о диагнозе, основанное на работе алгоритма представлено на рис. 7.

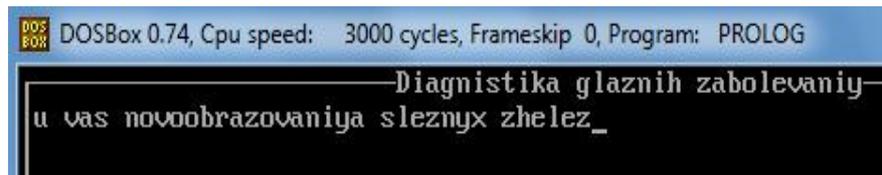


Рис. 7. Вывод о диагнозе

#### Литература

1. Бибило П. Н., Романов В. И. Логическое проектирование дискретных устройств с использованием продукционно-фреймовой модели представления знаний. Минск: Беларус. наука, 2011. 279 с.
2. Минькович Т.В. Модель методических систем обучения информатике. М: Логос, 2011. 308 с.

### АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ И ПЕРСПЕКТИВНЫХ МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЛИЦ, ЗАНИМАЮЩИХСЯ В ТРЕНАЖЕРНЫХ ЗАЛАХ И ФИТНЕС-ЦЕНТРАХ

Т.Х. Куаншкалиев, Р.Р. Ибрагимов\*, Ю.М. Брумштейн,  
А.А. Ибрагимова, И.С. Куксов, А.А. Леликова  
Научный руководитель: к.т.н., доцент Ю.М.Брумштейн

*Астраханский государственный университет, г. Астрахань*  
*\*Казанский национальный исследовательский технологический университет, г. Казань*

Тренажерные залы (ТЗ) и фитнес-центры (ФЦ) в России используются различными половозрастными и социальными группами населения. Однако среди них преобладает молодежь и лица среднего возраста [1]. Их основные цели: наращивание мышечной массы (или сохранение ее на достигнутом уровне); поддержание тонуса мышц; развитие гибкости тела; повышение выносливости к физическим нагрузкам и пр. В большинстве случаев в ТЗ и ФЦ занимаются лица с хорошим физическим здоровьем – они не нуждаются в

обязательном мониторинге физиологических показателей (ФП) в процессе занятий.

Однако потенциальными пользователями ТЗ и ФЦ могут быть и лица с ослабленным здоровьем; люди, входящие в группы риска по заболеваниям сердечно-сосудистой системы и пр. Для них важен контроль (мониторинг) ФП в процессе занятий. Его основные варианты: самоконтроль тренирующимися; тренерами ТЗ, проводящими занятия или контролирующими выполнение упражнений – в т.ч. при групповых занятиях; особый случай – «холтеровское мониторирование» по расширенному набору параметров (при этом анализ ФП и ЭКГ осуществляется врачами уже в последующий период).

При занятиях в ФЦ упражнения могут проводиться без использования тренажеров со свободным перемещением людей по залу – в т.ч. под ритмическую музыку в рамках «танцевально-двигательной терапии». Варианты контроля ФП с использованием датчиков, размещенных на тренирующихся.

(1) Устройства обработки данных (УОД) от датчиков располагаются на самом тренирующемся. УОД могут накапливать данные; «визуализировать» текущие значения ФП; звуковыми сигналами разной тональности, сигнализировать о выходе ФП за желательные/допустимые границы. Однако вес и габариты УОД могут влиять на «удобство» различных движений. Поэтому применение для этой цели смартфонов неудобно. Существующие «умные часы» (УЧ) размещаются на запястьях испытуемых и могут самостоятельно (без передачи данных на смартфоны) проводить анализ данных, в т.ч. подсчитывать количество шагов, отслеживать маршруты и преодоленные расстояния. Например, укажем модели Torneo Heart Rate Monitor H-102, Polar FT1, LG Urbane, Huawei Watch, Apple Watch, Samsung Gear, Pebble, Moto 360, ASUS ZenWatch и аналоги, производимые небольшими китайскими фирмами. Затем накопленная на УЧ информация может быть «синхронизирована с фитнес-приложением» – например Lifelog, Google Fit, Health. Потенциально устройствами типа УЧ могут динамически измеряться/визуализироваться различные ФП: частота пульса; сатурация крови кислородом (по отраженным сигналам с кровеносных сосудов в инфракрасном диапазоне); потливость кожи; артериальное давление (пульсометрическим методом); резкость и амплитуда движений (по сигналам с трехосных датчиков акселерометров), а также воспроизводиться «голосовые команды».

(2) Сигналы с датчиков по беспроводному каналу непрерывно передаются в УОД. Там они оперативно анализируются и, возможно, накапливаются для последующего углубленного анализа. Для получения/передачи данных могут использоваться, в частности «умные браслеты» (УБ) без дисплеев – например, модели Jawbone (Jawbone Up), Xaiomi MiBand, Fitbit Flex, Sony SWR10. Потенциально возможно размещение устройства типа браслетов на обоих запястьях (а как максимум – еще и над стопами ног). Тогда за счет коммутируемого пропуска через тело тренирующегося переменных токов разной частоты по разным «направлениям» можно контролировать в процессе занятий следующее: долю содержания воды в теле; соотношение костной, мышечной и жировой ткани; динамику процессов сжатия/расслабления мышц.

С УБ или описанных выше устройств информация о ФП поступает на

смартфоны. Там она обрабатывается, визуализируется, может накапливаться, передаваться дальше – в т.ч. и в информационные системы ТЗ.

Возможные варианты «информация обратной связи» для тренирующегося в вариантах «1» и «2»: звуковые сигналы (в т.ч. воспроизводимые на ушные телефоны); речевые сообщения, формируемые/синтезируемые компьютерными программами в зависимости от ФП (в т.ч. указания тренирующимся на ушные телефоны); отображение ФП и указаний тренирующимся на демонстрационных табло; передача сигналов управления на антропоморфных роботов, демонстрирующих «упражнения для выполнения» в нужном ритме, с задаваемой «глубиной» движений и пр. (например, робот «Gymbot»). В 2015 г. компания «Milon» создала робота-тренера (милонайзер, milonizer). Он запоминает длину рук, ног углы сгибания суставов человека и основываясь на этих данных «подстраивает» тренажер для более эффективного проведения тренировок. С УОД информация о ФП может поступать и на монитор ПЭВМ тренера в ТЖ.

При занятиях на тренажерах контроль ФП может быть организован так: с использованием датчиков, размещенных на самих тренирующихся и/или встроенных в тренажеры. Последний вариант используется лишь в некоторых типах тренажеров (в основном – типов «бегущая дорожка», «велоэргометр», «степпер») и только в достаточно дорогих моделях. Обычно контролируется лишь частота пульса – на пальцах, которыми тренирующийся охватывает «дугу» тренажера. Конкретные модели «беговых дорожек» с такой функциональностью: NordicTrack C80i (NETL79815), ProForm Endurance M7 (PETL80914), DFC JS3643, Torneo Tanga T-710, Torneo smarta. Примеры моделей таких для велоэргометров – MONARK LC6, OXYGEN G-Tech, APPLGATE B20 A, SVENSSON BODY LABS CROSSLINE BTA, Hastings SB4.0, PRO-FORM PF 425 ZLX Recumbent, Torneo Amulet, Torneo Vita.

На основе датчиков, размещенных в дугах тренажеров, могут контролироваться и иные параметры: динамика изменения усилий сжатия кистей рук (раздельно); потливость ладоней рук (по изменению величины поверхностного сопротивления); процессы сжатия мышц – с использованием «петель» переменного тока на разных частотах, проходящих через ладони тренирующегося; изменение по ходу занятий доли воды в верхней части тела тренирующегося.

Полученные данные о частоте пульса обычно динамически визуализируются на дисплеях тренажерного оборудования с соответствующей функциональностью. Однако не осуществляется звуковая сигнализация о выходе ФП за установленные/допустимые значения (они, вообще говоря, индивидуальны для каждого человека). Отметим, что эти дисплеи могут использоваться и для отображения информации, получаемой с датчиков размещенных на тренирующемся (связь «датчики-тренажер» может быть реализована, например, через кабель, штекер от которого вставляется в гнездо тренажера). Кроме того, тренажерное оборудование может быть подключено к локальной компьютерной сети ТЗ – по «витой паре» или через Wi-Fi. Это дает удобные возможности визуализации, накопления и обработки информации по ФП тренирующихся в сеансе – в увязке с объемами выполненной на тренажерах работы, их ФП в прошлых сеансах.

Выводы. 1. Контроль ФП тренирующихся лиц может быть важным средством снижения рисков как лично для них, так и владельцев ТЗ. 2. Такой контроль может быть организован как с использованием средств, встроенных в тренажеры, так и датчиков, размещенных на тренирующихся. 3. В последнем случае представляется перспективным выдача тренирующимся на период занятий устройств типа «умных часов» и «умных браслетов».

#### Литература

1. Ибрагимов Р.Р., Брумштейн Ю.М. Тренажерные залы: анализ особенностей деятельности и направлений инноваций // Региональная инновационная экономика: сущность, элементы, проблемы формирования: тр. Четвертой Всерос. науч.-практ. конф. с междунар. участием. Ульяновск: Изд-во Ульяновск. гос. ун-та, 2013. С. 67-70

### **ПУТИ ПОВЫШЕНИЯ РАВНОМЕРНОСТИ ГРАНУЛОМЕТРИЧЕСКОГО СОСТАВА КОМПОЗИЦИИ ИЗ АЛЮМООКСИДНЫХ ПОРОШКОВ ПЕРЕД ПЛАЗМЕННЫМ НАПЫЛЕНИЕМ ПОКРЫТИЙ НА МЕДИЦИНСКИЕ ИМПЛАНТАТЫ**

С.В. Мальцева, Ю.Р. Сагитдинова, И.П. Мельникова, А.В. Лясникова  
Научные руководители: д.т.н., профессор И.П. Мельникова,  
д.т.н., профессор А.В. Лясникова

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

К покрытиям, применяемым в имплантологии, предъявляются особые требования. Они должны содержать поры размером 100 – 200 мкм, а общая открытая пористость должна быть в пределах 30 – 60 % [1]. Одним из недостатков алюмооксидной керамики является ее нестабильная прочность.

Керамические покрытия наносятся на имплантаты или эндопротезы электроплазменным методом, с целью повышения площади контакта имплантат-кость. Согласно формуле Козени, размер пор  $D_{\Pi}$  в пористом каркасе связан с пористостью каркаса  $\Pi$  и размером частиц  $D_{\text{ч}}$ , из которого он состоит, соотношением [1]

$$D_{\Pi} = \frac{2}{3} \frac{\Pi}{1-\Pi} D_{\text{ч}}.$$

Таким образом, размер частиц, необходимый для создания требуемой пористой структуры, находится в пределах 40 – 70 мкм.

Для повышения прочности покрытия была разработана технология термомеханической обработки (ТМО) смеси порошков алюмооксидной керамики. В качестве основы использовали порошок с размером частиц оксида алюминия  $Al_2O_3$  40 – 70 мкм (ТУ 3988-075-00224450-99). Для упрочнения

формируемого покрытия к этому порошку добавляли мелкозернистый оксид алюминия размером 1 – 3 мкм (Ще 0.027.000 ТУ), в количестве 20-30% [2].

После ТМО смеси порошков происходило выравнивание ее гранулометрического состава. Мелкие, наиболее активные частицы, оставались закрепленными на крупных, средних и мелких частицах. Крупные же частицы разделялись в процессе размола. Это должно способствовать выравниванию гранулометрического состава, а, следовательно, пористой структуры плазмонапыленного покрытия и повышению прочности покрытия.

Для выбора режима ТМО, с целью повышения равномерности пористой структуры и прочности спеченной композиции из применяемых порошков, была проведена экспериментальная проверка влияния знакопеременной нагрузки на прочность спеченной смеси порошков.

Оценку механической прочности и долговечности смесей порошков  $Al_2O_3$  провели путем исследования прочности спеков из них при термоциклировании.

Порошки смешивали в керамическом барабане, в режиме перекачивания, при соотношении шихты и размольных шаров 1:1. Смеси порошков отжигали в интервале температур 1200 – 1500 °С в водороде в течение 3 часов. После спекания порошки размальвали в керамическом барабане, в режиме перекачивания, при соотношении шихты и размольных шаров 2:1.

Результаты испытаний термоциклированием прослоек из смесей порошков  $Al_2O_3$  разного зернового состава, отожженных при разных температурах

Температура отжига смесей порошков $Al_2O_3$ , $T, ^\circ C_{\text{ярк}}$	Количество циклов ( $N$ , шт) до		
	усадки заливки	разрушения изоляционной массы	
		треска заливки	отслоения от корпуса
без отжига	450	1500	–
1200	800	нет	4100
1250	790	нет	4200
1300	150	нет	3500
1500	100	Сгорел после 250 циклов	Сгорел после 250 циклов

Образцы для испытаний на долговечность изготавливали путем заливки суспензией в биндере в свободную полость в корпусе подогревательного узла после помещения туда подогревателя [3]. Спекание смесей порошков  $Al_2O_3$  производили в атмосфере водорода при  $1750^\circ C_{\text{ярк}}$  в течение 10 мин. Испытания проводили в стеклянных вакуумных диодах (с вакуумом не ниже  $3 \cdot 10^{-7}$  мм. рт. ст.) в циклическом режиме (3 мин – включено,  $U_n = 9$  В, 7 мин – выключено) при температуре  $1470^\circ C_{\text{ярк}}$  (табл. 1).

Результаты таблицы 1 показывают, что использование однородной структуры смесей порошков  $Al_2O_3$ , которая достигается их термомеханической обработкой при  $1250^\circ C_{\text{ярк}}$ , способствует получению максимальной долговечности покрытий из этих смесей и их высокой механической прочности при циклических испытаниях.

Таким образом, термомеханическая обработка порошков из оксида алюминия при 1200 – 1250 °С<sub>ярк</sub> приводит к выравниванию гранулометрического состава, что приведет к улучшению функциональных характеристик биосовместимых плазмонапыленных покрытий, в результате повышения прочности и равномерности их пористой структуры.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта Президента РФ МД-1403.2017.8.*

#### Литература

1. Лясникова А. В., Мельникова И. П., Гришина И. П. Использование процесса иммобилизации микрочастиц гидроксиапатита и оксида алюминия на макрочастицах гидроксиапатита для получения высокоэффективных покрытий внутрикостных имплантатов // Вестник СГТУ. 2011. № 1 (53). Вып. 2. С. 21-25.

2. Мельникова И.П. Разработка технологических процессов изготовления катодных систем с улучшенными физико-техническими характеристиками для мощных электровакуумных приборов: дис..... д-ра техн. наук. Саратов: СГТУ, 2014. 264 с.

3. Melnikova I. P., Lasnikova A. V., Lasnikov V. N. Improving the quality of biocompatible plasma-sprayed intraosseous implant coating // Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, 2013. № 2/5 (62). P. 42-46.

### **ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНОЙ ОБЛАСТИ СТАБИЛЬНОЙ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ КАРДИОГРАФА «MEDINOVA ECG – 9801» ПО ПОГРЕШНОСТИ ИЗМЕРЕНИЙ**

И.Ю. Чуфицкая

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

*Балашовский институт (филиал)*

*Саратовского национального исследовательского государственного  
университета имени Н.Г. Чернышевского, г. Балашов*

Погрешности современных электрокардиографов регламентируются ГОСТ Р МЭК 60601-2-51-2008 и составляют не более 10%, в зависимости от исследуемого физиологического параметра. Основными их настроечными параметрами являются: чувствительность прибора, скорость записи кардиограммы, частотная характеристика. Размах значений погрешностей достаточно широк и в конкретном случае невозможно наперед предугадать, на сколько именно будет отклоняться измеренное значение от истинного [1].

Этим обосновывается актуальность выбранной темы научной работы «Определение оптимальной области стабильной чувствительности кардиографа «Medinova ECG – 9801».

В данной работе ставилась цель – поиск области изменения чувствительности кардиографа, обеспечивающей стабильную погрешность представления измерительной информации.

В начале проводилось изучение основных положений по эксплуатации электрокардиографа «Medinova ESG – 9801», входящего в перечень учебного оборудования учебной лаборатории кафедры, а также методов его интеграции посредством программного обеспечения компьютера [1,2].

На втором этапе исследований проводился поиск функций влияния чувствительности прибора на погрешность ширины QRS-комплекса.

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

$$Y = -0,0478 + 0,4838 \cdot X \text{ – линейная функция,}$$

$$Y = -0,0091 + 0,7114 \cdot X - 1,2768 \cdot X^2 \text{ – квадратичная функция,}$$

$$Y = 0,4215 \cdot X^{1,0469} \text{ – степенная функция,}$$

$$Y = 1,442 \cdot e^{0,231 \cdot X} \text{ – экспоненциальная функция.}$$

Очередным этапом работы был расчет значений критерия согласия Пирсона  $\chi^2$ , по численному значению которого можно установить, какая из моделей описывает поведение исследуемой величины адекватнее [3,4].

В нашем случае  $\chi_{KP1}^2 = 0,565$ ;  $\chi_{KP2}^2 = 0,511$ ;  $\chi_{KP3}^2 = 0,578$ ;  $\chi_{KP4}^2 = 1,450$ . Это означает, что все четыре модели хорошо описывают поведение исследуемой величины, однако значение  $\chi_{KP2}^2 = 0,511$  является наименьшим, а это означает, что квадратичная модель описывает этот процесс наилучшим образом.

В качестве примера на рис. 1 приведена графическая иллюстрация поведения погрешности в зависимости от чувствительности прибора, аппроксимированная квадратичной моделью.

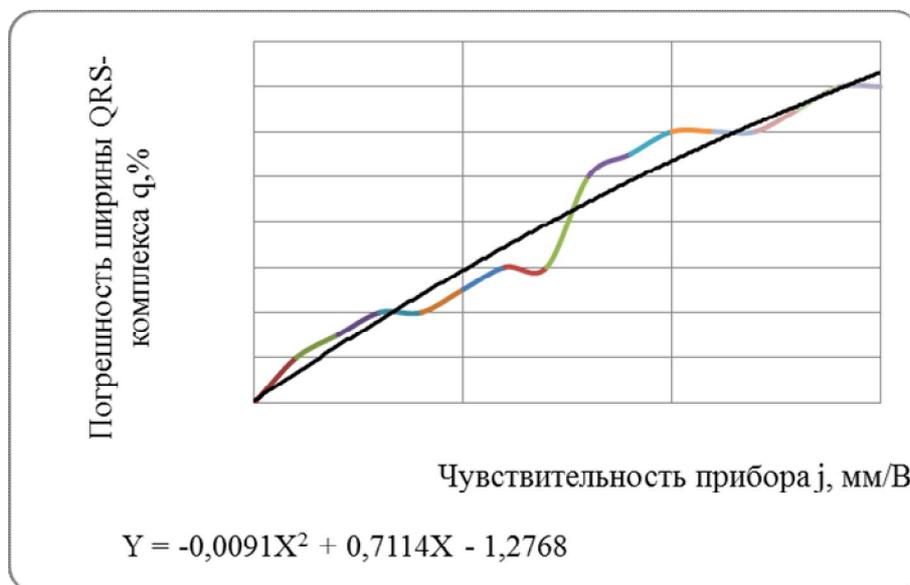


Рис. 1. Аппроксимация изменения погрешностей квадратичной моделью

Анализ расчетов и графиков позволил сделать предположение о незначительном разбросе погрешностей и их подчинении нормальному закону распределения случайной величины.

Были найдены отклонения, вычисленные по полученным ранее функциям.

$\Delta Y_1 = Y - Y_1$  – отклонение, вычисленное по линейной модели;

$\Delta Y_2 = Y - Y_2$  – отклонение, вычисленное по квадратичной модели;

$\Delta Y_3 = Y - Y_3$  – отклонение, вычисленное по степенной модели;

$\Delta Y_4 = Y - Y_4$  – отклонение, вычисленное по экспоненциальной модели.

Дальнейшим этапом было вычисление эмпирических частот

$$W = \frac{\Delta Y}{N}, \quad (1)$$

где  $N = 16$  – число наблюдений.

После этого вычислялось математическое ожидание случайной величины

$$M(X) = \sum_{i=1}^{16} W_i \cdot X_i, \quad (2)$$

где  $X_i$  – значения чувствительности прибора.

Затем определялось математическое ожидание квадрата случайной величины

$$M(X^2) = \sum_{i=1}^{16} W_i \cdot X_i^2. \quad (3)$$

Зная  $M(X)$  и  $M(X^2)$ , была найдена дисперсия

$$D(X) = M(X^2) - [M(X)]^2 \quad (4)$$

и среднее квадратичное отклонение

$$\sigma(X) = \sqrt{D(X)} \quad (5)$$

После этого вычислялась функция нормального закона распределения случайной величины, представляющая собой плотность вероятностей.

$$f(X) = P = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} \cdot e^{-[X - M(X)]^2 / (2\sigma^2)} \quad (6)$$

Анализ графиков и расчетных данных позволил установить, что наибольшая плотность вероятностей по всем четырем моделям соответствует интервалу чувствительности от 11 до 13 мм/мВ. Это означает, что в этих пределах обеспечивается наиболее стабильная погрешность прибора 5,3...6,7%.

Выводы:

1. Проведены опыты по исследованию влияния чувствительности прибора на поведение погрешностей представления информации о ширине QRS-комплекса;

2. Построены статистические функции, описывающие поведение погрешностей размаха ширины QRS-комплекса;

3. Найдена область изменения чувствительности прибора, обеспечивающей стабильную погрешность представления измерительной информации.

Литература

1. ГОСТ Р МЭК 60601-2-51-2008 Изделия медицинские электрические. Ч. 2-51. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к регистрирующим и анализирующим одноканальным и многоканальным электрокардиографам; введен 2009-09-01. М.: Стандартинформ, 2009. 66 с.
2. Налетова А. М. Электрокардиографы и их поверка. М.: АСМС, 2006. 56 с.
3. Метрология: учеб. / А. А. Брюховец, О. Ф. Вячеславова, Д. Д. Грибанов и др.; под общ. ред. проф. д.т.н. С.А. Зайцева: Форум, 2009. 464 с.
4. Гмурман, В.Е. Руководство к решению задач по теории вероятностей и математической статистике. М.: Высш. шк., 2004. 406 с.

**ОПТИМИЗАЦИЯ ЧАСТОТ, ГЕНЕРИРУЕМЫХ  
ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРОМ «ДИАДЭНС»,  
ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ФИЗИОПРОЦЕДУРЫ**

А.В. Шабанова

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

*Балашовский институт (филиал)*

*Саратовского национального исследовательского государственного  
университета имени Н.Г. Чернышевского, г. Балашов*

Известно, что динамическая электронейростимуляция (ДЭНС) является методом рефлексотерапии, при котором осуществляется абсолютно безвредное влияние на кожный покров человека.

На сегодняшний день существует огромное количество методов физиотерапевтического лечения токами [1,2].

Разные пациенты по-разному переносят воздействие электрических импульсов при проведении процедуры лечения, поэтому, зная наперед оптимальные значения токовых импульсов, генерируемых тем или иным прибором, можно заранее настроить аппарат для проведения лечебной процедуры, удовлетворяющей комфортному состоянию человека.

Этим обосновывается актуальность выбранной темы работы «Оптимизация частот, генерируемых электростимулятором «ДиаДЭНС» для проведения физиопроцедуры»

В данной работе ставилась цель – поиск оптимальной области частот, генерируемых прибором для обеспечения комфортного состояния человека при проведении физиопроцедуры.

К исследованию были приняты три типа электродов, входящих в комплект прибора – круглый, эллиптический и в форме подковы.

Ранее были проведены исследования влияния частот, генерируемых электростимулятором «ДиаДЭНС», на значения пиковых напряжений, обусловленных вершиной импульса тока [3]. Было установлено [3], что модели,

достаточно точно описывающие поведение значений пиковых напряжений в зависимости от частоты, генерируемой прибором, имеют квадратичный вид для эллиптического электрода, линейный вид для круглого электрода и электрода в форме подковы.

$$Y_2 = 1,618 - 0,0022 \cdot X + 0,00005 \cdot X^2 \text{ – для эллиптического электрода,}$$

$$Y_1 = 1,294 + 0,0082 \cdot X \text{ – для круглого электрода,}$$

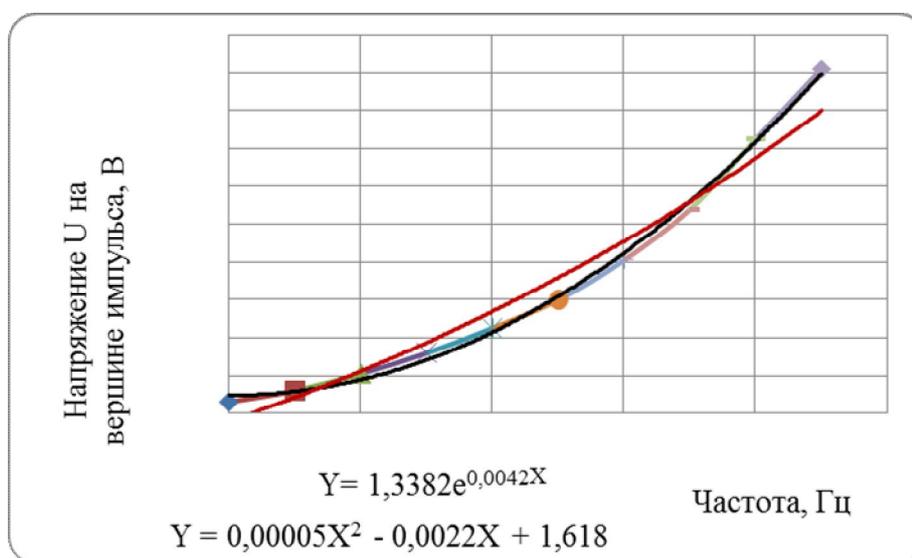
$$Y_1 = 1,3923 + 0,0069 \cdot X \text{ – для электрода в виде подковы.}$$

Анализ графических иллюстраций изменения величин напряжений на вершине импульса, описываемых приведенными выше моделями, показал, что все построенные функции имеют как минимум по две точки пересечения с опытной кривой, причем в рамках исследования для четырех, принятых к исследованию функций, эти точки достаточно близки друг к другу. Такой анализ приводит к предположению, что зона, ограниченная этими точками пересечения, является оптимальной зоной изменения частоты импульса, генерируемой прибором.

В качестве примера приведем отыскание точек пересечения квадратичной модели для эллиптического электрода с оставшимися тремя функциями – линейной, экспоненциальной и логарифмической [4].

На первом этапе отыскивались точки пересечения квадратичной и экспоненциальной функций, графическая иллюстрация которых приведена на рисунке.

Для отыскания точек пересечения функций, приведенных на графике, приравнивались правые части этих выражений, и полученное уравнение решалось относительно переменной  $X$ .



Графическая иллюстрация пересечения графиков квадратичной и экспоненциальной моделей

Уравнение, подлежащее решению, имело вид

$$1,3382 \cdot e^{0,0042X} - 0,00005 \cdot X^2 + 0,0022 \cdot X - 1,618 = 0. \quad (1)$$

Из рисунка видно, что графики исследуемых функций имеют две точки пересечения – в интервале от 20 до 60 Гц и от 140 до 180 Гц.

Задав степень точности вычислений  $\delta=0,001$ , было установлено, что корни уравнения (1), обращающие его в тождество, являются границами, определяющими оптимальную область изменения исследуемого параметра – частоты, генерируемой прибором.

К решению уравнения (1) был применен известный из математики метод хорд [4], согласно которого в нашем случае для достижения требуемой точности вычислений потребовалось осуществить четыре шага.

Полученное значение составило  $\delta=-0,001$ , что соответствует принятой степени точности вычислений.

Левая граница оптимальной области изменения частот, генерируемых прибором, составила  $v_{\min}=45,679$  Гц, а правая –  $v_{\max}=180,33$  Гц.

Применение описанного выше метода позволило отыскать границы оптимальных областей изменения частоты  $\nu$  для круглого электрода и электрода в форме подковы. Они имели вид:

для круглого электрода –  $v_{\min}=52,64$  Гц,  $v_{\max}=178,54$  Гц,

для электрода в форме подковы –  $v_{\min}=48,46$  Гц,  $v_{\max}=169,37$  Гц.

Как видно из расчетов, значения левых и правых границ достаточно близки друг к другу, поэтому, применяя усреднение этих значений, нетрудно установить границы оптимальной области изменения частоты, генерируемой прибором для всех типов электродов:  $v_{\min}=50$  Гц,  $v_{\max}=175$  Гц.

#### Выводы:

1. В ходе проверки на соответствие установлено, что для эллиптического электрода лучшей функцией, описывающей поведение значений пиковых напряжений, является квадратичная, а для круглого и электрода в форме подковы – линейная.

2. Проведен поиск оптимальной области частот, генерируемых электростимулятором «ДиаДЭНС», удовлетворяющей комфортному состоянию человека при проведении физиопроцедуры.

#### Литература

1. Пономаренко Г.Н. Физические методы лечения. СПб.: ЛИАП, 2012. 450 с.
2. Улащик В.С. Общая физиотерапия. Минск: Книжный дом, 2003. 514 с.
3. Шабанова А.В. Определение амплитудно-частотных характеристик электродов аппарата ДиаДЭНС // Наноматериалы и нанотехнологии; проблемы и перспективы: сб. материалов V Междунар. науч. конф. молодых ученых, студентов и школьников. Саратов, 29 февраля – 15 мая 2016 г. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. С. 25-28.
4. Данко П. Е. Высшая математика в упражнениях и задачах. Ч. 2. М.: Высш. шк., 1986. 296 с.

## УПРАВЛЕНИЕ ЭЛЕКТРОПРИВОДОМ МЕХАНИЗМА МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ

Д.Б. Кисиев

Научный руководитель: к.т.н., профессор К.В. Кибизов

*Северо-Кавказский горно-металлургический институт  
государственный технологический университет г. Владикавказ*

Электроприводы медицинского оборудования предназначены для сообщения электродвигателям задающих воздействий, а также для поддержания скорости вращения электродвигателя по заданной программе с учетом свойств передаточного механизма от электродвигателя к исполнительному устройству.

Примеры медицинского оборудования, которые требуют повышенного качества регулирования электроприводов: магнитно-резонансный томограф, компьютерный томограф, аппараты искусственного дыхания, устройства челюстно-лицевой хирургии.

Во всех перечисленных случаях для точного движения инструмента необходимо учитывать, что между электродвигателем и исполнительным устройством существует нелинейная связь. Такую нелинейную связь надо учитывать в системе управления электродвигателями.

При разработке нелинейных систем управления электродвигателем, а также при разработке любых нелинейных систем управления (например: тепловых, насосных, при двухзонном регулировании скорости приводов механизмов станков и приводов механизмов медицинского оборудования с распределёнными параметрами), в которых зависимости между координатами нелинейные, следует придерживаться общих правил разработки.

Эти правила, на наш взгляд, следующие:

- выявление явно нелинейных элементов;
- определение характеристик передаточных устройств движения от двигателя к исполнительному механизму (жесткости и коэффициента затухания колебаний в передаточном устройстве, соотношения масс в механизме);
- определение способов обеспечения заданных характеристик электропривода.

Нами выявлено, что для организации адекватного управления нелинейными системами необходимо вычисление нескольких производных выходной координаты. Предлагаем нестандартное применение известной из теории фильтров универсальной структуры для решения задачи неоднократного дифференцирования.

Универсальный фильтр (УФ) обычно применяется для устранения помех в каналах передачи аналоговых сигналов [1,2]. Нами было замечено, что, помимо фильтрации входного сигнала  $x(t)$ , такой фильтр можно применить для измерения (вычисления) производных по времени любого порядка. К примеру, вычисления производных  $dx/dt$  и  $d^2x/dt^2$  с одновременной их фильтрацией необходимо для надёжного устранения помех, сопровождающих дифференцирование, чтобы порядок фильтра хотя бы на единицу превышал

порядок дифференцирования, поэтому принят фильтр третьего порядка, принципиальная схема которого приведена на рис. 1. Он обеспечивает одновременное решение задач фильтрации и двукратного дифференцирования. На этом рисунке входной и выходные сигналы представлены в операторной форме ( $p$  – оператор Лапласа).

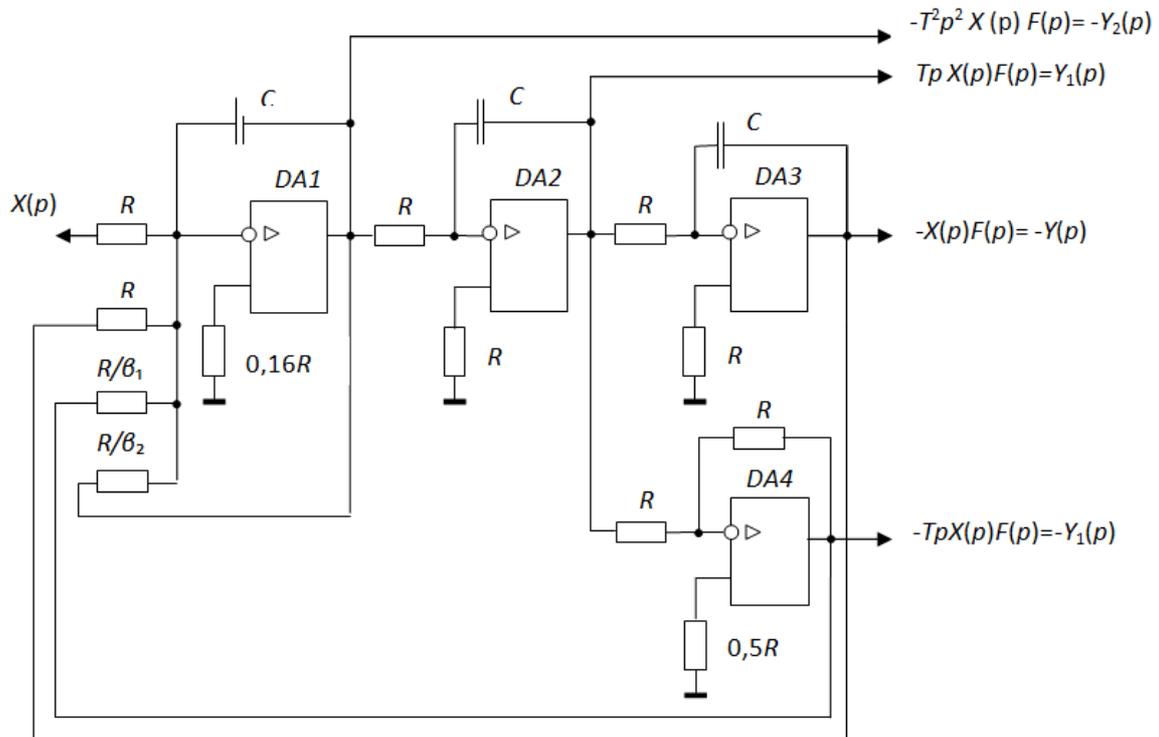


Рис. 1. Принципиальная схема универсального фильтра третьего порядка

Здесь  $F(p) = Y(p)/X(p) = 1/(T^3 p^3 + \beta_2 T^2 p^2 + \beta_1 T p + 1)$  – передаточная функция фильтра низких частот (ФНЧ) третьего порядка.

$T = RC$  – постоянная времени фильтра. Удобно в эту формулу подставлять  $R$  в мегаомах, а  $C$  – в микрофарадах. Например, если  $R = 0,1$  МОм,  $C = 1$  мкФ, то  $T = 0,1$  с.

$\beta_1, \beta_2$  – коэффициенты знаменателя передаточной функции ФНЧ.

Величина  $T$  определяет полосу пропускания ФНЧ (ей соответствует угловая частота среза, измеряемая в радианах в секунду, то есть в системе СИ  $\omega_0 = T^{-1}, \text{с}^{-1}$ ). От выбора  $\beta_1, \beta_2$  зависит качество (перерегулирование и колебательность) переходной характеристики фильтра. Наилучшим в этом отношении является фильтр Бесселя ( $\beta_1 = 2,47, \beta_2 = 2,43$ ). Но коэффициент подавления помех за частотой среза у фильтра Бесселя меньше, чем у фильтра Баттерворта ( $\beta_1 = \beta_2 = 2$ ). То, что перерегулирование переходной характеристики фильтра Баттерворта больше (8% против 0,7%) может быть не столь существенно, так как на вход фильтра в реальной системе скачком сигнал не подается. Немаловажно и то, что в аналоговой схеме коэффициенты Баттерворта очень просто реализовать с высокой точностью параллельным соединением двух прецизионных резисторов с сопротивлением  $R$  (см. входную цепь DA1). В

цифровом варианте последнее преимущество фильтра Баттерворта значения не имеет.

Другие виды фильтров при той же частоте среза для наших целей явно не подходят. Биномиальный ( $\beta_1 = \beta_2 = 3$ ), хотя и вовсе исключает перерегулирование, но существенно затягивает переходную характеристику и хуже подавляет помехи; Чебышева и эллиптический (значения  $\beta_1, \beta_2$  выбираются по заданной неравномерности амплитудно-частотной характеристики) имеют тем большие перерегулирование и колебательность, чем сильнее подавляют помехи.

Принципиальной схеме соответствует структурная схема, представленная на рис. 2. На ней удобно пояснить принцип построения УФ, происхождение его названия и то, каким образом он позволяет вычислить первую и вторую производные входного сигнала. Кроме того, она даёт наглядное представление об алгоритме цифрового вычислителя производных.

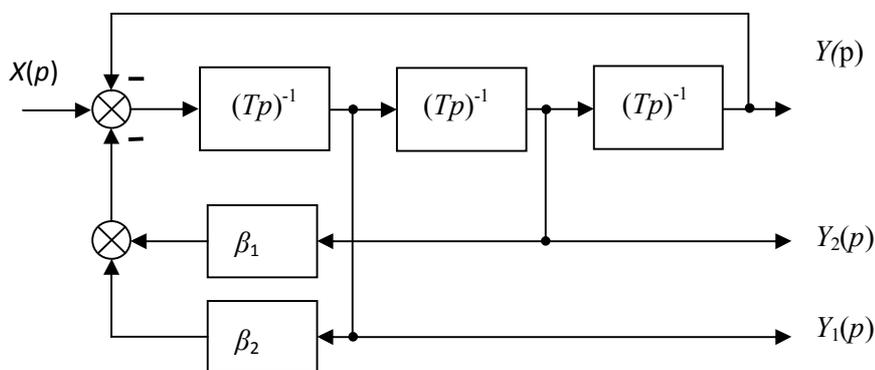


Рис. 2. Структурная схема универсального фильтра третьего порядка

На схеме представлены три последовательно соединённых интегрирующих звена с одной и той же постоянной времени, два пропорциональных звена и сумматор (изображён двумя стандартными значками).

#### Литература

1. Ленк Дж. Электронные схемы. Практическое руководство. пер. с англ. М.: Мир, 1985. 343 с.
2. Титце У., Шенк К: Полупроводниковая схемотехника: пер. с нем. М.: Мир 1982. 512 с.

---

---

## ПРИНЦИПЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ПРОЦЕССА ИОННО-ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМЫХ И ДРУГИХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

Д.А. Духновский

Научный руководитель: д.т.н., профессор Г.П. Фетисов

*Московский авиационный институт*

*(Национальный исследовательский университет), г. Москва*

Задача моделирования процесса вакуумного ионно-плазменного напыления заключается в определении фазового и химического состава покрытий, а также в установлении взаимосвязи между технологическими параметрами процесса КИБ (конденсация покрытий из плазменной фазы с ионной бомбардировкой) и фазовым составом покрытий.

Для расчета фазового состава покрытий, формируемых ионно-плазменным методом, применен термодинамический метод прогнозирования, базирующийся на программном комплексе АСТРА. В основу алгоритма расчёта положен универсальный термодинамический метод (метод Гиббса) определения характеристик равновесия произвольных гетерогенных систем [1]. Исходными данными при моделировании процесса ионно-плазменного напыления являются: давление азота в камере (Па), скорость осаждения (роста) покрытия (мкм/мин), температура подложки (°С). В процессе расчета фазового состава покрытия принимается условие, что образование нитридов при рассматриваемых давлениях происходит непосредственно на подложке [2].

Рассматриваемые системы, в которых происходит взаимодействие азота и металла в вакууме с образованием газовых конденсированных фаз в процессе ионно-плазменного напыления покрытий, не являются изолированными, поэтому при моделировании условий формирования покрытий принимаются следующие допущения:

1. Рассматривается не процесс установления равновесия в системе, так как когда характеристики системы являлись бы функциями пространства и времени, а некоторое окончательное состояние равновесия системы с соответствующим ему фазовым составом. В данном случае используется гипотеза локального термодинамического равновесия, которое предполагает наличие как внешнего энергетического и теплового равновесия, так и внутреннего фазового и химического равновесия, то есть фазовые и химические реакции протекают с бесконечно большой скоростью. В данном случае результаты термодинамического расчета аналогичны получаемым при рассмотрении фазовой диаграммы.

2. Температура газа в камере принимается постоянной и равной 25 °С.

3. Предполагается, что температура подложки не влияет на температуру газа.

4. Не учитываются десорбция и адсорбция молекул газа поверхностью твердого тела.

Модель процесса формирования покрытия базируется на расчете массовых потоков азота ( $q_N$ ) и металла ( $q_{Me}$ ) участвующих в образовании нитридного покрытия. Массовые потоки азота при ионно-плазменном

напылении были определены на основе молекулярно-кинетической теории газов: число молекул ударяющихся о единицу поверхности в единицу времени [3, 4]:

$$Nq = \int_V \frac{dN}{\Delta A \Delta t} = \frac{n}{4\pi} \int_0^{2\pi} d\varphi \int_0^{\pi/2} \sin\theta \cos\theta d\theta \int_0^{R=\theta-\Delta t} \frac{dr}{\Delta t} = \frac{n\vartheta}{4}, \quad (1)$$

где  $dN = n \frac{d\omega}{4\pi} dV$  – число молекул в элементарном объеме  $dV$ , движущихся в направлении  $\Delta A$ ;

$$dV = r \sin\theta d\varphi d\theta r dr;$$

$$d\omega = \frac{\cos\theta \Delta A}{r^2} \text{ – телесный угол; } \Delta A \text{ – площадь поверхности, } \Delta t \text{ – время}$$

взаимодействия молекулы с поверхностью и выделенным объемом;  $\theta$  – угол между нормалью к поверхности и вектором скорости.

С учетом функции распределения молекул по скоростям имеем

$$Nq = \frac{n\vartheta_{ар}}{4}, \quad (2)$$

где  $\vartheta_{ар}$  – среднеарифметическая скорость газа.

Среднеарифметическая скорость

$$\vartheta_{ар} = \sqrt{\frac{8kT}{\pi m}}. \quad (3)$$

Массовый поток частиц  $Q$ , ударяющихся о единицу поверхности в единицу времени:

$$Q_q = Nq m = \frac{mn\vartheta_{ар}}{4}. \quad (4)$$

Поскольку в процессе ионно-плазменного напыления [5] в покрытии возможно образование как моно-, так и динитридов, действительный поток ионов металла может отличаться от расчетного, однако это различие не превышает 8,5%. В расчетах учитывалась возможность образования однокомпонентных фаз, а также конденсированных из всех веществ, для которых были известны термодинамические и термохимические свойства. В соответствии с созданной моделью проведены расчеты фазового состава покрытий на основе нитридов и карбидов титана, циркония, ванадия, хрома и их твердых растворов.

#### Литература

1. Термодинамические свойства индивидуальных веществ: справ. изд.: в 4 т. / Л.В. Гурвич, И.В. Вейц, В.А. Медведев и др. М.: Наука, 1982.
2. Барвинок В.А. Управление напряженным состоянием и свойства плазменных покрытий. М.: Машиностроение, 1990. 384 с.
3. Вакуумная техника: справочник / Е.С. Фролов, В.Е. Минайчев, А.Т. Александрова и др.: под общ. ред. Е.С. Фролова, В.Е. Минайчева. М.: Машиностроение, 1992. 480 с.
4. Рузинов Л.П., Гуляницкий Б.С. Равновесные превращения металлургических реакций. М.: Металлургия, 1975. 416 с.
5. Фетисов Г.П. Биосовместимые материалы и покрытия медицинского назначения: учеб. пособие / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, Г.П. Фетисов. М.: Спецкнига, 2015. 519 с.

## ПРЕЦИЗИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ В ПРОГРАММНЫХ СИСТЕМАХ ДЛЯ ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ

Ю.Г. Забарянский<sup>\*</sup>, А.В. Левченко<sup>\*\*</sup>, Е.А. Онищук<sup>\*\*\*</sup>, Ю.А. Кураченко<sup>\*\*\*\*</sup>,  
Н.К. Вознесенский<sup>\*\*\*\*</sup>

Научные руководители: д.ф.-м.н. Ю.А. Кураченко,  
д.м.н. Н.К. Вознесенский

<sup>\*</sup> *Физико-энергетический институт, г. Обнинск*

<sup>\*\*</sup> *Экспериментальный научно-исследовательский и методический центр  
“Моделирующие системы”, г. Обнинск*

<sup>\*\*\*</sup> *Обнинский институт атомной энергетики – филиал НИЯУ МИФИ, г. Обнинск*

<sup>\*\*\*\*</sup> *Всероссийский научно-исследовательский институт радиологии и  
агроэкологии, г. Обнинск*

При современном состоянии и доступности вычислительных средств моделирования транспорта излучений и области облучения («предметной области») оказывается вполне реализуемой задача прецизионного расчёта дозных полей в мишени и прилегающих органах и тканях. Более того, в большей части задач ядерной медицины возможна реализация программного обеспечения (ПО), позволяющего без потери точности прецизионного расчёта выполнять on-line вычисления в интерактивном режиме.

Основные положения, допускающие данную возможность, состоят в следующем. Относительно малые оптические размеры предметной области в задачах ядерной медицины позволяют для расчёта дозы применять универсальные прямые методы статистических испытаний (напр., метод Монте-Карло и реализующее этот метод ПО), что обычно слишком трудоёмко в задачах для техногенных систем – напр., для расчёта защиты ядерно-технических установок.

С другой стороны, современные средства визуализации (УЗИ, КТ, МКТ) с высоким пространственным разрешением  $\sim 1$  мм обеспечивают информацию о конфигурации, структуре и материальном составе предметной области. Однородное воксельное моделирование предметной области с помощью объёмных регулярных структур (параллелепипеды, кубики) размером  $\sim 1$  мм<sup>3</sup> с предельной полнотой отображает моделируемую реальность.

В результате сочетание прецизионного моделирования переноса излучений (метод Монте-Карло, свободный от ограничений детерминистических методов решения уравнения переноса) и б) вокселизации предметной области позволяет получить дозное поле с предельно доступной точностью.

Более того, особенности многих задач ядерной медицины дают возможность формировать решение в интерактивном on-line режиме без потери точности прецизионного расчёта. Поясним сказанное примером брахитерапии микроисточниками <sup>125</sup>I. Для оперативного использования ПО необходимо подготовить базы данных: многомерные массивы ослабления дозы в ткани в зависимости от координаты источника (его центра), активности, направления на детектор и координаты детектора. В on-line режиме при расчёте дозных полей будет применяться не метод Монте-Карло, а интерполяция по базе данных, что при заданной точности дозы 1 – 2 % практически не требует, как показывает опыт, затрат времени.

Рассмотрим основы воксельного моделирования. Начиная с 80-х годов, во всём мире используются антропоморфные воксельные фантомы человека, построенные на основе данных КТ и МРТ. ВФ представляет собой модель человеческого тела для численных расчётов, собранную из параллелепипедов малого размера – вокселей. В России ВФ используют существенно реже, чем в развитых странах, при этом отсутствует собственное программное обеспечение для их создания. Опытом, накопленные мировым сообществом в данной области, можно воспользоваться только лишь в незначительной степени: серьезные зарубежные разработки практически недоступны. Поставляемое же с импортным инструментарием зарубежное ПО исследовательских и практических задач ядерной медицины и дозиметрии является «ноу-хау», не подлежит несанкционированному использованию и модификации, а тем более традиционным в нашей стране незаконному присвоению и «взлому». В массе публикаций по конструированию и реализации вычислительных моделей антропоморфных фантомов отечественные разработки просто отсутствуют.

Сейчас в практике мирового сообщества реально используется около полутора десятков антропоморфных фантомов, в том числе 10 фантомов взрослых людей, 5 детских и 1 фантом головы. В настоящее время самым полным, точным и подробным фантомом является VIP-Man (Visible Photographic Man) ([1, 2]). Минимальные размеры прямоугольного вокселя для VIP-Man соответственно  $0.33 \text{ мм} \times 0.33 \text{ мм} \times 1 \text{ мм}^3$ , фантом состоит из более чем трех миллиардов вокселей.

Идея ВФ совершенно прозрачна: подобный подход лежит в основе человеческой деятельности. Это подход математического анализа, численных методов и т.д. ВФ в данном случае есть детальная численная модель предметной области, составленная из малых одинаковых элементов – вокселей. Размеры вокселя, в принципе, должны соответствовать разрешению визуализирующих средств. На практике эти размеры  $\sim 1 \text{ мм}$  и иногда даже меньше.

Для изготовления ВФ необходимо:

- детальное «знакомство» с предметной областью – знание характеристик (у нас – ядерно-физических) по возможности в каждой её «точке»;
- знание формата, на котором записывается фантом (у нас – знание о способе задания исходных данных для задачи расчёта дозных полей).

При изготовлении и использовании воксельных фантомов возникают интересные и сложные задачи, основные из них:

- автоматическая передача информации «КТ→фантом»;
- корректное заполнение ячеек информацией;
- 2D и 3D визуализация для устранения ошибок.

Все три задачи-проблемы обусловлены большой размерностью фантома. Так, полный антропоморфный фантом человека может содержать несколько миллиардов ячеек-вокселей, каждая из которых должна быть снабжена набором соответствующих данных.

Из опыта создания и применения воксельных моделей для решения конкретных задач предложено несколько версий отечественных воксельных фантомов (ВФ), опирающихся на оригинальное программное обеспечение [3].



обеспечение использует прецизионную воксельную 3D модель позвонка для расчёта доз и температур после операции, что позволяет оценить синергетический эффект облучения и нагрева.

В настоящее время одним из самых эффективных методов паллиативного лечения метастатических поражений в позвоночнике является вертебропластика. Она заключается во введении костного цемента, состоящего из полиметилметакрилата, в полости тела позвонка, образованные вследствие поражения. При полимеризации введённого цемента выделяется значительная энергия, так что центр цементного «ядра» может нагреваться до 120 °С. Это позволяет укрепить позвонок, а также частично подавить рост метастазов. Однако, несмотря на большую мгновенную эффективность такой операции [1], примерно через полгода у пациентов возникают новые очаги поражения в тех же локализациях. Это вызвано неполным уничтожением клеток опухоли при введении цемента в результате термического и механического воздействия. Поэтому было предложено добавлять в цемент радионуклиды (преимущественно β-излучатели). При этом возникает синергетический эффект от сочетания локального нагрева при полимеризации и облучения [2].

В течение нескольких лет в ЭНИМЦ (г. Обнинск) проводились расчётно-экспериментальные исследования по оценке возможных эффектов от внесения в костный цемент радионуклидов. Были выполнены серии расчетов по переносу излучения (метод Монте-Карло, код MCNP [3]), термогидравлике и проанализирован синергетический эффект. Для определения характеристик температурных полей в позвонке применялись 2D и 3D версии термогидравлического кода [4], причём в расчётах учитывался кровоток в теле позвонка. Синергетический эффект определялся по методикам, описанным в [5-7] с опорой на полученные нами экспериментальные результаты.

На основе полученных результатов и формулы Овергарда (1) [5] были построены диаграммы (рис. 1), на которых показаны возможные эффекты от введения костного цемента с радионуклидом в полость позвонка в зависимости от объема полости и расстояния до поверхности цемента:

$$КТУ=1+\tau \times \exp(0.966t - 44.79), \quad (1)$$

где КТУ – коэффициент теплового усиления;  $\tau$  – время теплового воздействия, с;  $t$  – температура костной ткани, °С. КТУ показывает, во сколько раз можно уменьшить дозу облучения за счет теплового воздействия на ткань для достижения такого же эффекта, как и в случае, когда тепловое воздействие отсутствует.

Результаты этих расчетов были систематизированы и объединены с программным продуктом, который создан для работы с томографическими изображениями. Созданное программное обеспечение позволяет в режиме реального времени рассчитывать активность вводимого радионуклида, обеспечивающую требуемую дозу в заданной локализации вблизи метастатического очага («полости», заполняемой цементом), получить распределения дозы и температуры при операции, а также оценивать эффект от уже проведенных операций. Отметим, что уже полученный в клинике № 6 (г. Обнинск) опыт вертебропластики с последующим облучением позвонка свидетельствует о существенном эффекте сочетания облучения и нагрева, не ограниченном только

снятием болевого синдрома. У облучённых после вертебропластики пациентов улучшаются качество жизни и объективные показатели.

При построении диаграмм рассматривались две величины дозы 60 Гр и 20 Гр. Первая обеспечивает некроз, а вторая паллиативный эффект. В тех местах, где доза была меньше 20 Гр, предполагалось, что никакого эффекта не наблюдается.

Эффект от комбинированного (радиационного и теплового) воздействия рассчитан как для  $^{153}\text{Sm}$ , так и для  $^{188}\text{Re}$ , при этом изотоп  $^{188}\text{Re}$  выглядит предпочтительней для применения при радионуклидной вертебропластике. Однако  $^{188}\text{Re}$  менее широко распространен, чем  $^{153}\text{Sm}$ , и технологии по его получению не так хорошо отработаны. Поэтому вопрос о выборе радионуклида остается открытым.

Итак, в результате выполнения расчётно-экспериментальных исследований:

1. Разработан и апробирован расчетный аппарат, позволяющий с достаточной для практического применения точностью прогнозировать разогрев костной ткани на разном удалении от границы костного цемента.
2. Применение расчетного аппарата для прогноза тепловыделения и теплопереноса в костной ткани даёт возможность осуществлять дозиметрическое планирование при комбинированной дистанционной лучевой и интервенционной радионуклидной терапии при метастатическом поражении позвоночника.

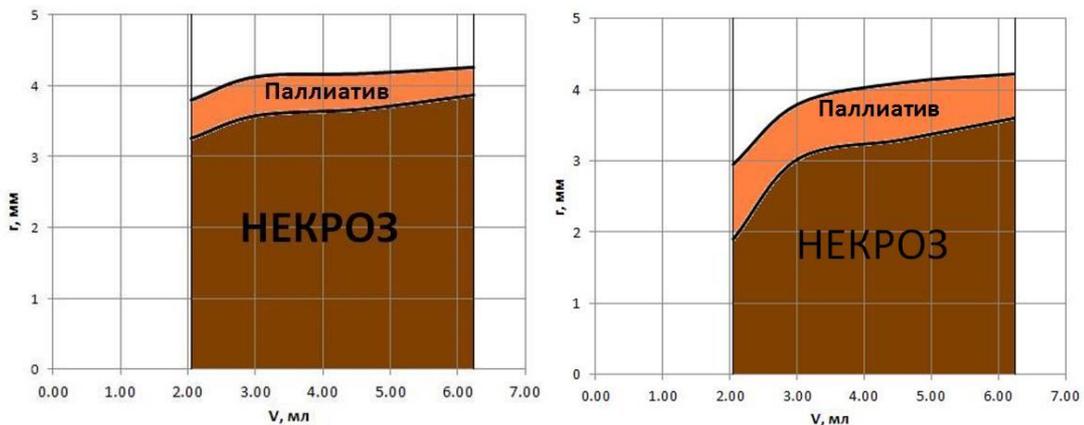


Рис. 1. Эффекты от синергетического воздействия нагрева и облучения в зависимости от объема введенного костного цемента и расстояния от границы цементного ядра (слева источник –  $^{188}\text{Re}$ , справа –  $^{153}\text{Sm}$ )

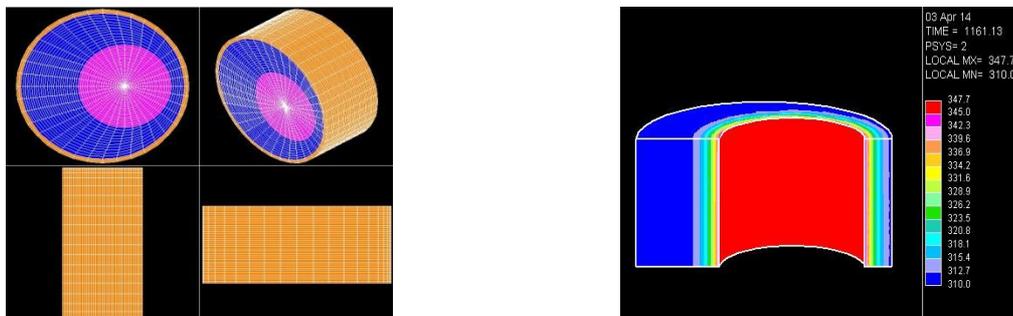


Рис. 2. Пример расчетной области (слева) и графического представления результатов расчёта по коду OpenFOAM

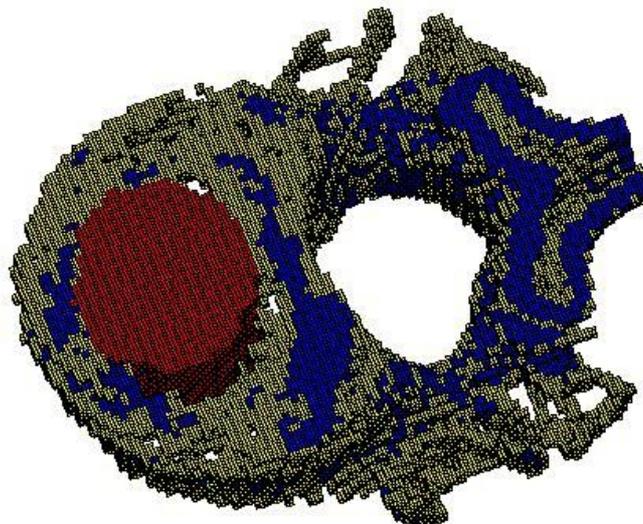


Рис 3. Воксельная модель позвонка с полостью (3D реконструкция расчётной модели, созданной на основе КТ-снимков)

3. Получены корректные оценки синергетического эффекта при проведении радионуклидной вертебропластики с использованием радионуклидов  $^{153}\text{Sm}$  и  $^{188}\text{Re}$ .

#### Литература

1. Anselmetti G.C., Bonaldi G., Carpeggiani P., Manfrè L., Masala S., Muto M. Vertebral augmentation: 7 year experience // *Acta Neurochir Suppl.* 2011;108:147-61.
2. Overgaard J. The current and potential role of hyperthermia in radiotherapy // *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 1989, 16, P. 535-549
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. <http://www.openfoam.com>
5. Overgaard J. Simultaneous and sequential hyperthermia and radiation treatment of an experimental tumor and its surrounding normal tissue *in vivo* // *International Journal of Radiation Oncology \* Biology \* Physics* 1980, Volume 6, Issue 11, Pages 1507-1517, 1980.
6. Borrelli M.J., Thompson L.L., Cain C.A., Dewey W.C. Time-temperature analysis of cell killing of BHK cells heated at temperatures in the range of 43.5 degrees C to 57.0 degrees C // *Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1990 Aug; 19(2):389-99.
7. Petin V.G., Komarov V.P. Mathematical description of synergistic interaction of hyperthermia and ionizing radiation // *Math Biosci.* 1997 Dec;146(2):115-30.

## ОПТИМИЗАЦИЯ ТЕРМОГИДРАВЛИКИ МИШЕНИ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА ФОТОНЕЙТРОНОВ

Ю.Г. Забарянский<sup>\*</sup>, Е.А. Онищук<sup>\*\*</sup>, Ю.А. Кураченко<sup>\*\*\*</sup>  
Научный руководитель: д.ф.-м.н. Ю.А. Кураченко

<sup>\*</sup> *Физико-энергетический институт, г. Обнинск*

<sup>\*\*</sup> *Обнинский институт атомной энергетики –  
филиал НИЯУ МИФИ, г. Обнинск*

<sup>\*\*\*</sup> *Всероссийский научно-исследовательский институт радиологии  
и агроэкологии, г. Обнинск*

Рассмотрена возможность создания мощных источников фотонейтронов для медицины. Основной предложенной концепции является жидкий галлий в качестве мишени (теплоносителя) для мощного и компактного ускорителя электронов. Стационарный фрагмент мишени – матрица из тугоплавкого вольфрама, через которую протекает галлий, позволяет резко увеличить выход фотонейтронов. Показано, что при приемлемых скоростях теплоносителя максимальные температуры вольфрамовой матрицы мишени и жидкого галлия удовлетворяют принятым требованиям.

Возможность создания мощных источников фотонейтронов для медицины рассмотрена в [1]. Основной предложенной в [1] концепции является жидкий галлий в качестве мишени для мощного и компактного ускорителя электронов. При взаимодействии ускоренных электронов с массивной мишенью галлия основной канал потери энергии – тормозное излучение. Это излучение генерирует фотонейтроны ( $e^- \rightarrow \gamma \rightarrow$ ).

Повысить выход фотонейтронов возможно применением комбинированной мишени, состоящей из стационарной «матрицы» тяжелого тугоплавкого материала и протекающего через матрицу галлия. Такой подход сохраняет экологические преимущества системы генерации фотонейтронов (СГФН): теплоносителем остается малоактивируемый Ga с быстро спадающей активностью; матрица же из тяжелого материала, кроме того, обеспечивает больший по сравнению с Ga выход нейтронов.

По совокупности свойств (основные из них – выход нейтронов, тугоплавкость и термостойкость при хороших теплоемкости и теплопроводности) из тяжелых материалов действительный интерес представляют только указанные выше вольфрам и уран. В таблице 1 представлены оптимальные относительно соотношения материалов «матрица-теплоноситель» композиции мишени, причем переход от простейшей однокомпонентной мишени к последней, представленной (U+Ga), приводит к двойному позитивному эффекту: увеличению выхода «полезных» нейтронов в 2.1 раза, которое сопровождается подавлением выхода «вредного»  $\gamma$ -излучения в 37 (!) раз. Нормировка результатов в табл. 1 и далее выполнена для характеристик ускорителя фирмы MEVEX [2] (средний ток 4 мА при энергии 35 МэВ).

Мишени, представленные в таблице, оптимальны относительно выхода нейтронов. Но термогидравлические расчеты, выполненные с помощью кода STAR-CD® [3], показали нереализуемость задачи увеличения выхода нейтронов из комбинированной U+Ga-мишени (при приемлемом режиме теплосъема) относительно исходной Ga-мишени.

Материал мишени	Радиус, см	Утечка с поверхности, с <sup>-1</sup>		Тепловыделение в мишени, кВт
		Нейтроны	γ-излучение	
Ga	11.0	$1.19 \cdot 10^{14}$	$3.12 \cdot 10^{16}$	51.5 (37%)
W+Ga (1/3 об.)	7.5	$2.31 \cdot 10^{14}$	$4.53 \cdot 10^{15}$	62.5 (45%)
U+Ga (1/4 об.)	9.0	$2.51 \cdot 10^{14}$	$8.44 \cdot 10^{14}$	59.9 (43%)

Двухступенчатая схема генерации фотонейтронов обуславливает необходимость организации отвода большой тепловой мощности: в данном случае при мощности пучка 140 кВт ~ 50–60% тепла выделяется непосредственно в мишени. Поскольку окружение мишени – материал достаточно большой плотности, большая часть выносимой излучением (в основном, γ-излучением) из мишени энергии выделяется в ее ближней окрестности. В этом специфика СГФН в отличие от реакторных систем: в традиционных схемах вывода реакторных нейтронных пучков (канал протяженностью 2.5-5 м и более) источник энергии – активная зона и ее ближайшая окрестность – достаточно удален от выхода пучка, и проблема теплосъема не возникает при организации собственно блока вывода пучка.

Поисковые исследования конфигурации оптимальной W+Ga-мишени, в которых энерговыделение рассчитывалось с помощью кодов MCNP [4] а термогидравлика – с помощью STAR-CD®, позволили сформировать модель, обеспечивающую максимальный выход нейтронов при приемлемых теплофизических характеристиках (рис. 1). Ввод пучка электронов для выбранной конфигурации мишени осуществляется по ее оси [5], точка ввода находится на глубине 2 см от ее основания. Теплоноситель при нормальных условиях поступает сверху в центральный (Ø 0.50 см) и кольцевой каналы (Δ = 0.34 см,  $r_1 = 0.75$  см,  $r_2 = 1.09$  см). Укажем два режима теплосъема, которые можно считать приемлемыми [6]:

1. Скорость теплоносителя в обоих каналах одинакова и равна 2 м/с. Максимальная температура галлия при этой скорости 535 °С, вольфрама ~ 1400 °С.

2. Если увеличить скорость теплоносителя вдвое (до 4 м/с), он нагреется до 290 °С, а максимальная температура мишени уменьшится на 100°.

Действительный режим теплосъема должен быть выбран с учетом коррозионной стойкости и других требований сооружения мишени и ее эксплуатации. Цель приводимых расчетов – показать принципиальную возможность съема тепла при генерации нейтронов комбинированной мишенью. Выход нейтронов для оптимальной W+Ga-мишени  $1.6 \cdot 10^{14}$  с<sup>-1</sup>, фотонов –  $3.3 \cdot 10^{16}$  с<sup>-1</sup> для принятой нормировки пучка. Если сравнить эти значения с данными таблицы, станет ясно, что возможности и генерации нейтронов и подавления γ-излучения данной «оптимальной» для задачи теплосъема мишенью далеко не исчерпаны.

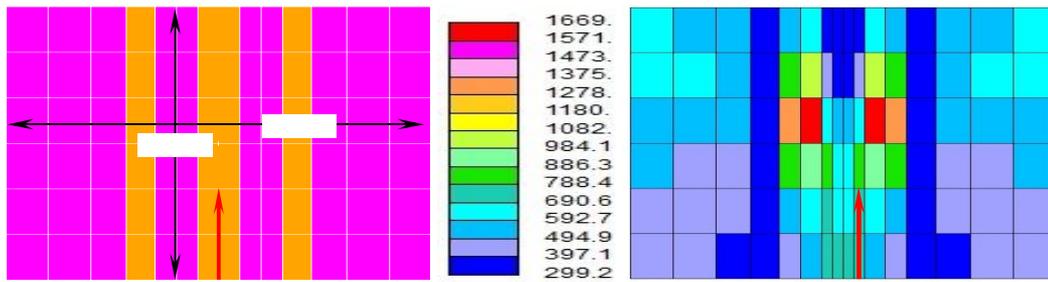


Рис. 1. Аксиальные сечения двух цилиндрических осесимметричных моделей мишени: слева – для расчета энергосвечения справа – для расчета температуры; в центре – шкала температуры (°K). Стрелкой показана точка ввода электронов, температурные данные соответствуют скорости теплоносителя 2 м/с

Увеличить выход нейтронов, подавить  $\gamma$ -излучение и улучшить термогидравлику возможно, поместив мишень в сферу из вольфрама (толщина стенки 2 см), заполненную галлием (рис. 2).

Для мишени на рис. 2, при потере 10% нейтронов при переходе от поверхности цилиндра к поверхности сферы выход  $\gamma$ -излучения уменьшен в 4 раза. На рис. 2 показаны расчетные модели «усиленной» мишени с улучшенной термогидравликой (при скорости 2 м/с максимальная температура теплоносителя снижена до 310 °С.

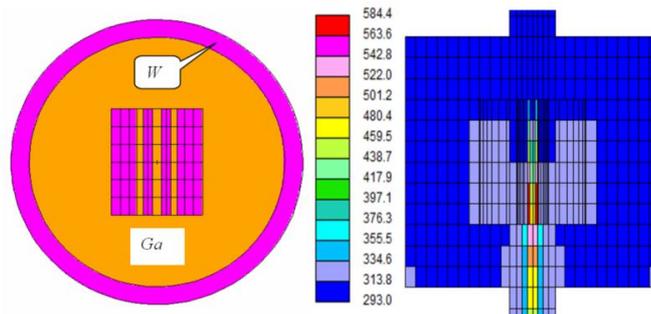


Рис. 2. Модели «усиленной» мишени: слева для расчета энергосвечения, справа – поля температуры. Скорость галлия 2 м/с, максимальная температура 310 °С

### Литература

1. Новый интенсивный источник нейтронов для медицинских приложений / Кураченко Ю.А., Вознесенский Н.К., Говердовский А.А., Рачков В.И. // Медицинская физика. 2012. № 2. С. 29-38.
2. High Power Linacs for Isotope Production. MEVEX: The accelerator technology company. Доступно по адресу: [http://www.mevex.com/Brochures/Brochure\\_High\\_Energy.pdf](http://www.mevex.com/Brochures/Brochure_High_Energy.pdf).
3. <http://www.openfoam.com/>
4. 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.
5. Кураченко Ю.А. Фотонейтроны для нейтронозахватной терапии // Известия вузов. Ядерная энергетика. 2014. № 4. С. 41-51.
6. Кураченко Ю.А., Забарянский Ю.Г., Онищук Е.А. Оптимизация мишени для производства фотонейтронов // Известия вузов. Ядерная энергетика. 2016. № 3.С. 150-162.

## АНАЛИЗ ДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ФАНТОМНОЙ СРЕДЫ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО

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*

Представлены результаты численного моделирования методом Монте-Карло переноса излучения в фантомных средах, имитирующих по своим динамическим свойствам кровеносный сосуд в коже человека. В работе использовался подход на основе использования пространственной фильтрации обратно рассеянного поля и локализованного точечного источника. Представлена оценка влияния глубины залегания кровеносного сосуда на долю динамических фотонов в обратно рассеянном поле.

Методы численного моделирования широко используются для изучения процессов рассеяния электромагнитного излучения в средах различной структуры и с различной динамикой. Так, в работе [1] Монте-Карло моделирование применяется для анализа процессов рассеяния света в биологической ткани представленной в виде многослойной модели с различной концентрацией рассеивателей для имитации различных коэффициентов рассеяния слоев кожи. В работе [2] предложен метод на основе численного моделирования для оценки внутренней флуоресценции случайно-неоднородной среды. Метод Монте Карло позволяет моделировать процесс переноса излучения с различными поляризационными свойствами [3].

Разработка и построение адекватных теоретических моделей с использованием численного моделирования позволяет оценить эффективность экспериментальных методов и подходов. В данной работе предложен метод численного моделирования Монте-Карло для анализа процессов переноса излучения в фантомных средах, имитирующих по своим динамическим свойствам кровеносный сосуд в коже человека. В основе использовался пространственной фильтрации обратно рассеянного поля и локализованного точечного источника. Флуктуации интенсивности обратно рассеянного поля содержат информацию о структурных особенностях среды. В частности, анализируя поле рассеянное неподвижной, стационарной средой можно оценить не только наличие динамических включений, но и их локализацию внутри среды.

В рамках данной работы была проведена оценка эффективности пространственно-селективной спекл-коррелометрии подхода с использованием метода статистического моделирования (метода Монте-Карло).

Модель однородной среды представляла собой плоскопараллельный слой бесконечной ширины и бесконечной толщины (в масштабе размеров объекта; для упрощения расчетов толщина полагалась равной 10 000 мкм) с коэффициентом рассеяния  $\mu_s = 0.01 \text{ мкм}^{-1}$  и поглощения  $\mu_a = 10^{-7} \text{ мкм}^{-1}$  и параметром анизотропии ( $g = 0.3$ ,  $g = 0.6$  и  $g = 0.9$ ). Протяженный «динамический» объект представлял собой бесконечный цилиндр с осью,

параллельной поверхности однородной среды, и геометрическими размерами: радиусом основания цилиндра  $R_{cil} = 100 \text{ мкм}$  и с глубиной залегания  $z_{cil} = 300 \text{ мкм}$  (рис. 1).

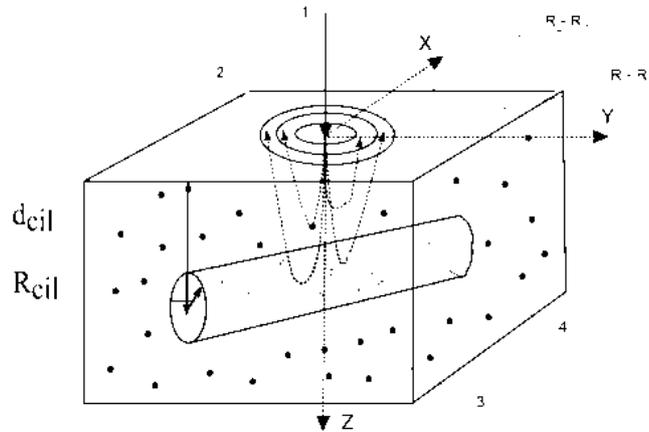


Рис. 1. Экспериментальная среда: 1. Входное излучение. 2. Кольцевой детектор. 3. Среда с набором статических частиц. 4. Сосуд с набором динамических частиц. 5.  $R_{cil}$  – радиус цилиндрического объекта,  $d_{cil}$  – глубина залегания сосуда

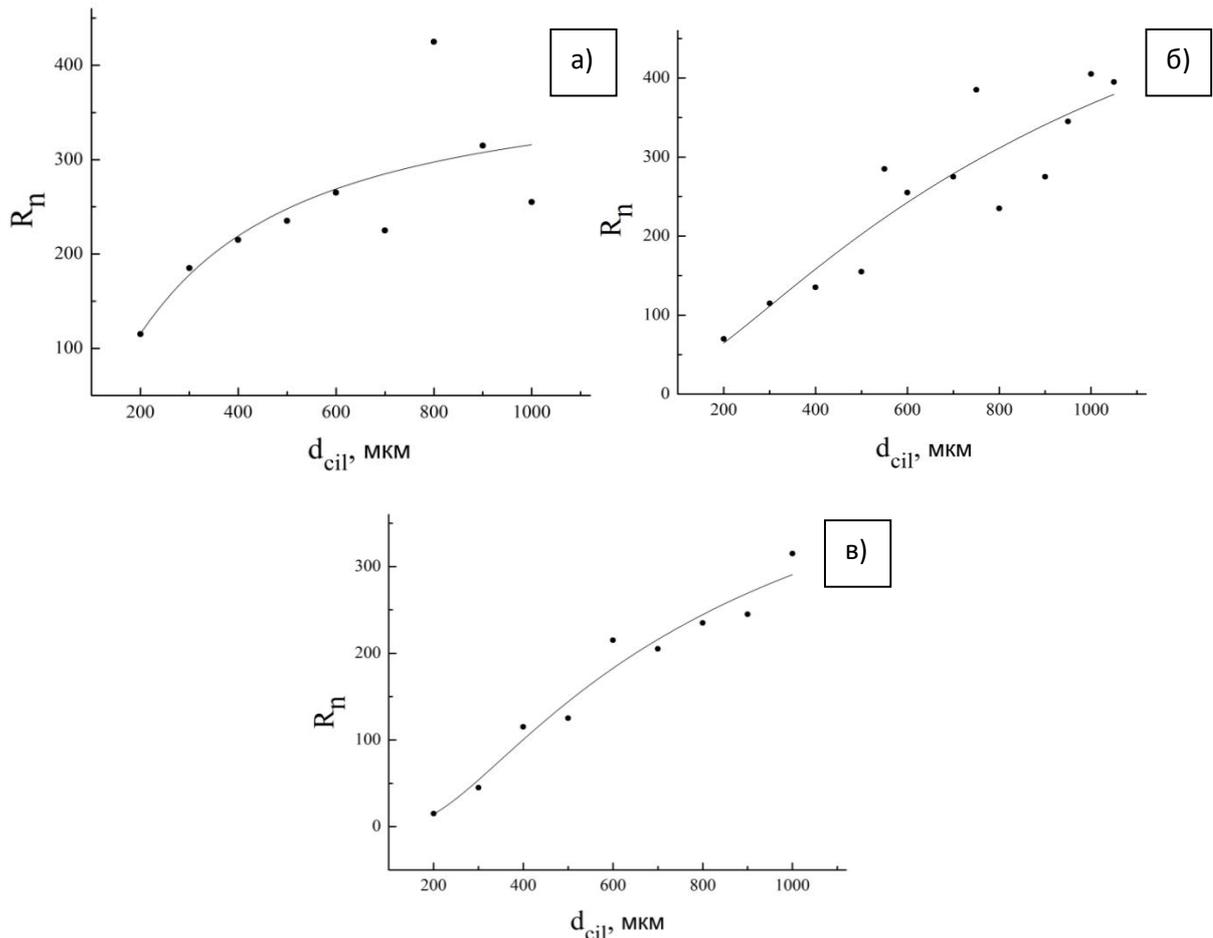


Рис. 2. Зависимость радиуса кольцевого детектора, соответствующего пиковому значению доли «динамических» фотонов, от глубины залегания протяженного «динамического» объекта для различных радиусов протяженного «динамического» объекта:

а) –  $R_{cil} = 10 \text{ мкм}$ ; б) –  $R_{cil} = 50 \text{ мкм}$ ; в) –  $R_{cil} = 100 \text{ мкм}$

Радиус «динамического» объекта был выбран на основе анализа данных, опубликованных в литературе, согласно которым средний радиус артериол и посткапиллярных венул равен примерно 50-150 мкм.

При составлении алгоритма полагалось, что детектирование сигнала осуществляется с поверхности исследуемой среды с учетом среднего радиуса кольцевой апертуры приемника излучения ( $R_n - R_{n-1}$ ),  $n$  – номер кольцевого детектора. Плотное расположение детекторов позволило обеспечить локальную регистрацию излучения со всей поверхности объекта. Изменение радиуса кольцевого приемника позволяет выборочно регистрировать обратно рассеянное излучение, проходящее на различную глубину в среде. Кольцевые апертуры приемника с большими радиусами, регистрируют излучение, прошедшее на большую глубину.

В ходе выполнения численного эксперимента были получены зависимости доли составляющих обратно рассеянного излучения, испытавших столкновения с «динамическими» рассеивателями, от радиуса кольцевой апертуры для различных глубин залегания протяженного «динамического» объекта (рис. 2). Были рассмотрены протяженные объекты различных радиусов:  $R_{cil} = 10$  мкм,  $R_{cil} = 50$  мкм и  $R_{cil} = 100$  мкм.

Таким образом, при увеличении глубины залегания сосуда, пиковое значение доли «динамических» составляющих обратно рассеянного излучения смещается в сторону увеличения радиуса кольцевого детектора. Полученные зависимости показывают наибольшую точность определения глубины залегания «динамического» объекта для радиусов  $R_{cil} = 100$  мкм.

#### Литература

1. 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).
2. 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).
3. Akarçay H.G., Hohmann A, Kienle A, Frenz M, Rička J. Monte Carlo modeling of polarized light propagation: Stokes Jones–Part I // Appl. Opt. 53(31). P. 7576–85 (2014).

## АНАЛИЗ СТРУКТУРЫ ФАНТОМА БИОТКАНИ МЕТОДОМ СПЕКЛ-КОРРЕЛОМЕТРИИ

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

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

В биомедицинской диагностике можно выделить методы, основанные на изучении спектров поглощения и испускания света веществом (спектрофотометрия, флуоресцентная спектроскопия, оптоакустические методы), методы, основанные на рассеянии света оптически неоднородными биологическими тканями (оптическая когерентная томография, спектроскопия комбинационного рассеяния), методы, основанные на исследовании рассеяния света динамическими оптическими неоднородностями биоткани (ДВС, фотон-корреляционная спектроскопия, спекл-коррелометрия). Диффузионно-волновая спектроскопия (ДВС) позволяет исследовать кровоток кожи и микроциркуляцию крови [1-2]. Это очень важно для таких задач биомедицинского применения как оценка глубины ожогов кожных покровов [3], исследование механизма фотодинамической терапии лечения рака [4]. Метод, основанный на рассеянии света динамическими рассеивателями в пространственно-неоднородной среде, может быть применен к диагностике атеросклеротической болезни [5]. Актуальной задачей для разработки диагностических возможностей методов, основанных на динамическом рассеянии света, является описание распространения света в модельных средах, которые содержат структурные динамические оптические неоднородности различных конфигураций и размеров.

Принцип спекл-коррелометрического метода с пространственной селекцией основан на использовании кольцеобразных фильтров обратного рассеяния излучения и локализованного источника излучения. Схема экспериментальной установки показана на рис. 1.

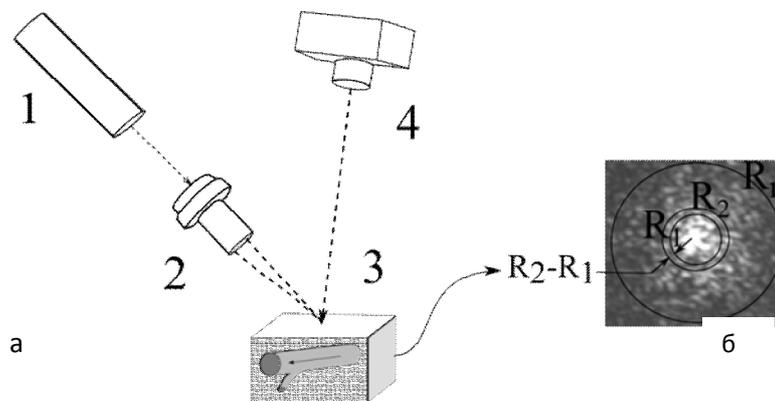


Рис. 1. Схема экспериментальной установки (а): 1 – He-Ne лазер ( $\lambda = 632$  нм, 5 мВт); 2 – объектив микроскопа МИМ-9; 3 – зондируемый объект; 4 – высокоскоростная видеокамера (ThorlabsDCC1545M). Пример спекл-модулированных изображений с кольцом зон локализаций (б)

Линейный поляризованный свет при  $\lambda = 632$  нм от гелий-неонового лазера (ГН-3П), проходя через микрообъектив МИМ-9 (2) (фокусное расстояние около  $F = 16$  мм и числовой апертурой около  $NA = 0,30$ ), фокусировалось на поверхность исследуемой среды (3). Динамическая спекл-картина, формирующаяся на поверхности образца, регистрировалась с помощью камеры ThorlabsDCC1545M (число пикселей в ПЗС-матрице  $1280 \times 1024$ , 8 бит/пиксель, линейные размеры пикселя  $5.2 \times 5.2$ ) с объективом ( $F = 50$  мм,  $q = 4$  мм,  $M = 0.25^{\times}$ ). В ходе эксперимента исследовался процесс движения жидкости в протяженном «динамическом» объекте расположенного в однородной среде. Подобная модель позволяет имитировать движение крови в кровеносном сосуде биоткани. В качестве среды использовался водный 0.28% раствор технического желатина марки 310/70 с примесью 0.01 % нанопорошка диоксида титана  $TiO_2$ . Диаметр и глубина залегания «динамического» объекта, имитировавшего сосуд, составляла 70 мкм и 270 мкм.

Пространственные кольцевые фильтры и последующий анализ выбранной области спекл-картины реализовывались с помощью разработанного программного обеспечения в среде программирования C++. В ходе анализа выполнялся расчет нормированной корреляционной функции флуктуаций интенсивности обратно рассеянного поля и оценка времени корреляции флуктуаций интенсивности. Изображение регистрируемой спекл картины и положение программно реализуемых пространственных фильтров показаны на рис. 1 (б), где  $R_1, R_2, \dots, R_n$  – радиусы фильтра,  $R_2 - R_1$  – селектируемое пространство,  $R_2$  – радиус внешнего кольца фильтра,  $R_1$  – радиус внутреннего кольца фильтра. Ширина кольцевой зоны на поверхности образца для всех значений  $R$  составляла 0.18 мм.

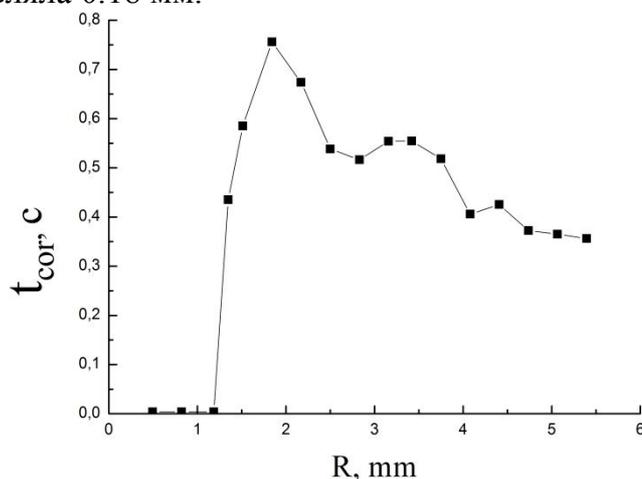


Рис. 2. Зависимость времени корреляции флуктуаций интенсивности спекла на заданных кольцевых радиусах фильтра

При анализе «многократно рассеивающих сред необходимо учитывать влияние фактора анизотропии на геометрию обратно рассеянного поля [6].

Экспериментально полученная зависимость времени корреляции флуктуаций интенсивности от радиусов кольцевого фильтра (рис. 2) демонстрирует наличие резкого спада для радиуса 2,708 мм, что обусловлено наличием подвижных рассеивателей на заданной глубине. Теоретическое

значение максимальной глубины проникновения зондирующего излучения  $Z_{\max,n}$  для сильно рассеивающей среды с малым поглощением можно оценить как

$$Z_{\max,n} = R_n / 2\sqrt{2} ,$$

где  $R_n$  – радиус выбранного кольцевого фильтра.

Таким образом, согласно формуле динамический отклик среды должен наблюдаться при значении радиуса кольцевого детектора  $R=2,908$  мм. Наблюдаемый сдвиг пикового значения динамический отклик среды полученного экспериментально от теоретического значения обусловлен влиянием фактора анизотропии среды

#### Литература

1. Meglinski I.V., A.N. Korolevich, and Tuchin V.V. Investigation of Blood Flow Microcirculation by Diffusing Wave Spectroscopy // *Clinical Reviews in Biomedical Engineering*. 29(3), 535-548 (2001).
2. The development of correlation of intensity fluctuations technique for the non-invasive monitoring and measurements of the blood flow parameters / Meglinski I.V., Boas D.A., Yodh A.G., Chance B., Tuchin V.V. // *Izv. VUZ. Appl. Nonlinear Dynam.* 4(6), 72–81 (1996).
3. Bednov A., Ulyanov S., Yodh A.G. Correlation properties of multiple scattered light: implication to coherent diagnostics of burned skin // *Journal of Biomedical Optics*. 9(2), 347–352 (2004).
4. Real-time *In Situ* Monitoring of Human Prostate Photodynamic Therapy with Diffuse Light / Yu G., Durduran T., Zhou C., Zhu T. C., Finlay J. C., Busch T. M., Malkowicz S. B., Hahn S. M., and Yodh A. G. // *Photochemistry and Photobiology*. 82(5), 1279-1284 (2006).
5. Characterization of Atherosclerotic Plaques by Laser Speckle Imaging / Nadkarni S.K., Bouma B. E., Helg T., Chan R., Halpern E., Chau A., Minsky M. S., Motz J. T., Houser S. L., and Tearney G. J. // *Circulation*. 112(6), 885–892 (2005).
6. Isaeva A.A., Neustroev A.V. Spatially selective speckle-correlometry of random inhomogeneous media: simulation results // *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 6 (94), 28-34 (2014).

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ГИДРОДИОДОВ ПРИ ГЕМОТРАНСФУЗИИ

С.Ю. Кайгородов

*Омский государственный технический университет, г. Омск*

При лечении больных нередко требуется осуществление переливания крови и плазмы (гемотрансфузия). Повсеместно гемотрансфузию стали практиковать только в первой половине XX века. С развитием медицины и технологий появлялись новые способы осуществления гемотрансфузии, появилось разделение крови по группам, изобретение кровезаменителей и т.п.

При осуществлении гемотрансфузии очень важно понимать, что жизнь больного человека зависит не только от непосредственно самой операции переливания крови и от её совместимости, но и от её чистоты.

Для осуществления операции по гемотрансфузии используются специальные перекачивающие насосы (например, мембранные или перистальтические). При трении различных материалов неизбежно возникают продукты износа, что является дальнейшим абразивом при работе системы, а также загрязнителем для рабочей среды (кровь). Очень важно защитить перекачиваемую жидкость от внешних загрязнений, вызванных продуктами износа деталей насоса и других гидравлических элементов системы. Также очень важно механически не повредить находящиеся в крови тела форменных элементов, ведь при трении механических частей попавшая туда рабочая среда будет разрушаться на молекулярном уровне, что может губительно сказаться на качестве крови и, как следствие, на состоянии больного, для которого эта кровь предназначалась.

В связи с вышеизложенным применение обычных обратных жидкостных клапанов и других видов гидравлических распределителей с подвижными трущимися элементами в гидросистеме, предназначенной для перекачки крови, небезопасно и нецелесообразно. Помимо загрязнения рабочей среды продуктами износа гидравлических распределителей, существует риск поломки различных элементов гидравлических распределителей (например, пружины гидравлического обратного клапана). Попадание образовавшихся в результате поломки тел в рабочую среду, когда дело касается перекачки крови, и, как следствие, здоровья и жизни людей, просто недопустимо. Поэтому для обеспечения циркуляции рабочей среды в виде крови в таких гидросистемах предлагается использовать гидродиоды [1].

Гидродиод (рис. 1) представляет собой гидравлический элемент, состоящий из корпуса 1, предположительно, прямоугольного сечения и попарно расположенных друг напротив друга жестких или упругих пластин 2 под определённым углом и расстоянием между ними.

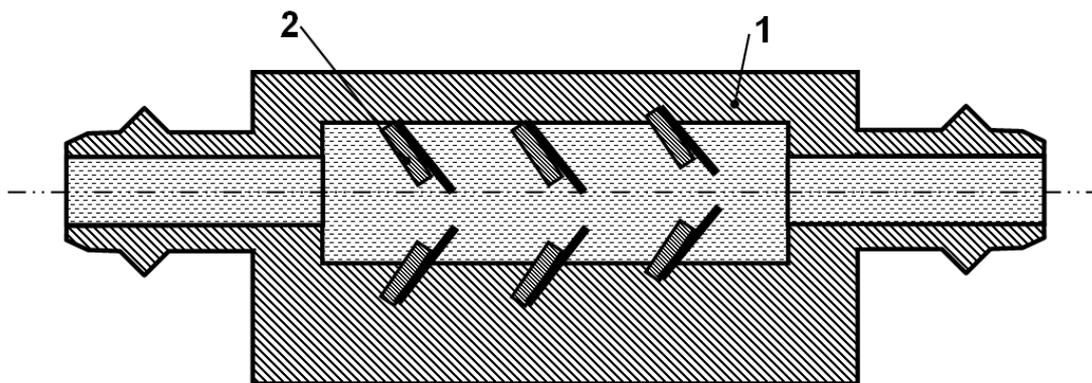


Рис. 1

Работа гидродиода (рис. 2 а и б) заключается в том, что при движении рабочей среды в прямом направлении (рис. 2, а), рабочая среда плавно огибает наклонённые пластины 2 и проходит через гидродиод практически не встречая

сопротивления. При движении рабочей среды в обратном направлении (рис. 2, б), рабочая среда завихряется и образовавшиеся вихри мешают потоку пройти через гидродиод.

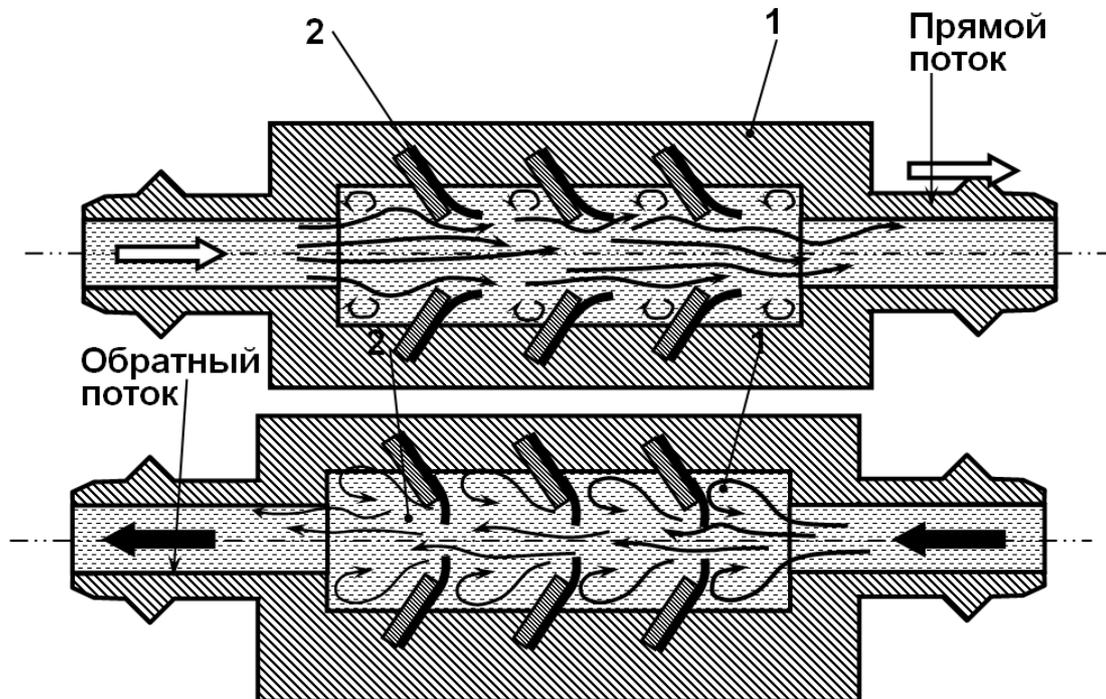


Рис. 2

Надо отметить, что в отличие от клапана, гидродиод всё же не способен полностью перекрыть поток в обратном направлении. Он лишь может значительно уменьшить расход и увеличить давление при движении рабочей среды в обратном направлении гидродиода. Но, обладая рядом преимуществ, таких как отсутствие трения и продуктов износа деталей гидродиода, способен достойно конкурировать с другими гидравлическими распределителями в различных областях техники, особенно медицинской, где предъявляются очень высокие требования по отсутствию загрязнения рабочей среды.

#### Литературы

1. Гидравлический или пневматический диод : пат. 2593919 Рос. Федерация : МПК<sup>51</sup> G05D 7/01 / А. П. Болштынский, В. Е. Щерба, Е. Ю. Носов, С. Ю. Кайгородов; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Омский государственный технический университет». № 2015112264/28 ; заявл. 03.04.2015 ; опубл. 10.08.2016, Бюл. №22. 6 с.

## СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ АНТИБИОТИКА ТИЛОЗИНА МЕТОДОМ ВЭЖХ С УФ ДЕТЕКТОРОМ

О.Р. Калинина, Я.Б. Древко, Т.С. Осина, М.С. Богданова  
Научный руководитель: к.х.н. Я.Б. Древко

*Саратовский государственный аграрный университет  
имени Н.И. Вавилова, г. Саратов*

В последнее время для профилактики желудочно-кишечных болезней и терапии больных большое распространение получили препараты тилозина [1]. Препараты тилозина являются малотоксичными средствами [2].

Тилозин представляет собой антибиотик из группы макролидов с эмпирической формулой  $C_{45}H_{77}O_{17}$ , включающий в свой состав сахара: микаминозу, микарозу и мицинозу. Антибиотик получен из актиномицета *Str.fradiae*, выделенного в 1955 г. из почвенного образца в Таиланде. Тилозин слаборастворим в воде и хорошо в большинстве органических растворителей (спирте, эфире, бензоле), в слабокислой среде он гидролизует до десмикозина – антибиотика, обладающего сходными с ним свойствами [3]. Тилозин подавляет рост и развитие брахиспир, гемофил, кампилобактерий, клостридий, кокков, лептоспир, микоплазм, пастерелл, стрепто- и стафилококков, хламидий, эризипелотриксос, и в слабой степени кишечную микрофлору, причем чем старше культура, тем менее он активен [4-6].

*Аппаратура.* В работе использовали жидкостной хроматограф СтайерАквилон с спектрофотометрическим детектором UV-108. Разделение проводили на колонке (150×3 мм) Luna C18(2) Phenomenex. Спектрофотометр Shimadzu UV 1280.

*Реактивы.* Использовали стандартный образец антибиотика: тилозин (Fluka, Германия). Исходные стандартные растворы с концентрацией 100 мкг/мл готовили растворением навески препарата в ацетонитриле. Рабочие растворы готовили разбавлением исходных ацетонитрилом. Использовали ацетонитрил, ортофосфорную кислоту (Merck, Германия).

*Условия хроматографического разделения и детектирования.* Использовали подвижную фазу, состоящую из 30% ацетонитрила и 60% ортофосфорной кислоты в концентрации 2%. Температура колонки составляла 35<sup>0</sup>С.

Скорость потока 0,6 мл/мин.

Объем пробы 20 мкл.

Длина волны 360 нм.

УФ спектр тилозина (рис. 1) обладает максимальной оптической плотностью при 360 нм, что и обусловило выбор данной длины волны.

В приведённых выше условиях хроматографирования растворов тилозина в концентрации 30, 50 и 100 мкг/мл методом ВЭЖХ с УФ детектором установлено, что время удерживания данного соединения находится в интервале от 3,6 до 3,8 мин (рис. 2).

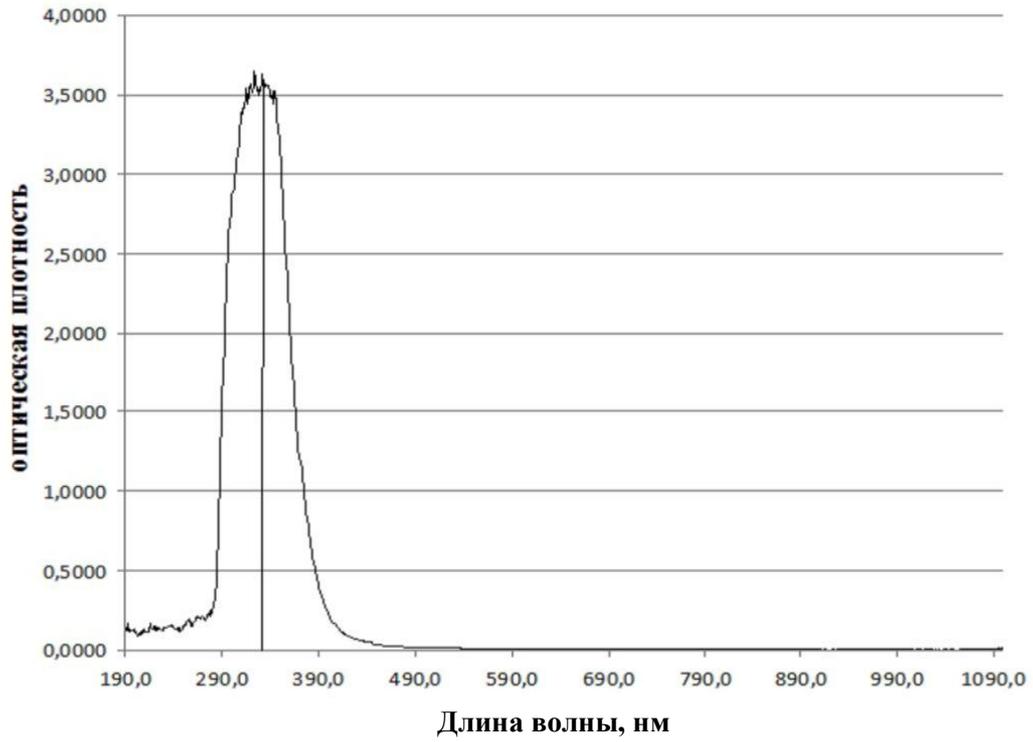


Рис. 1. УФ спектр тилозина

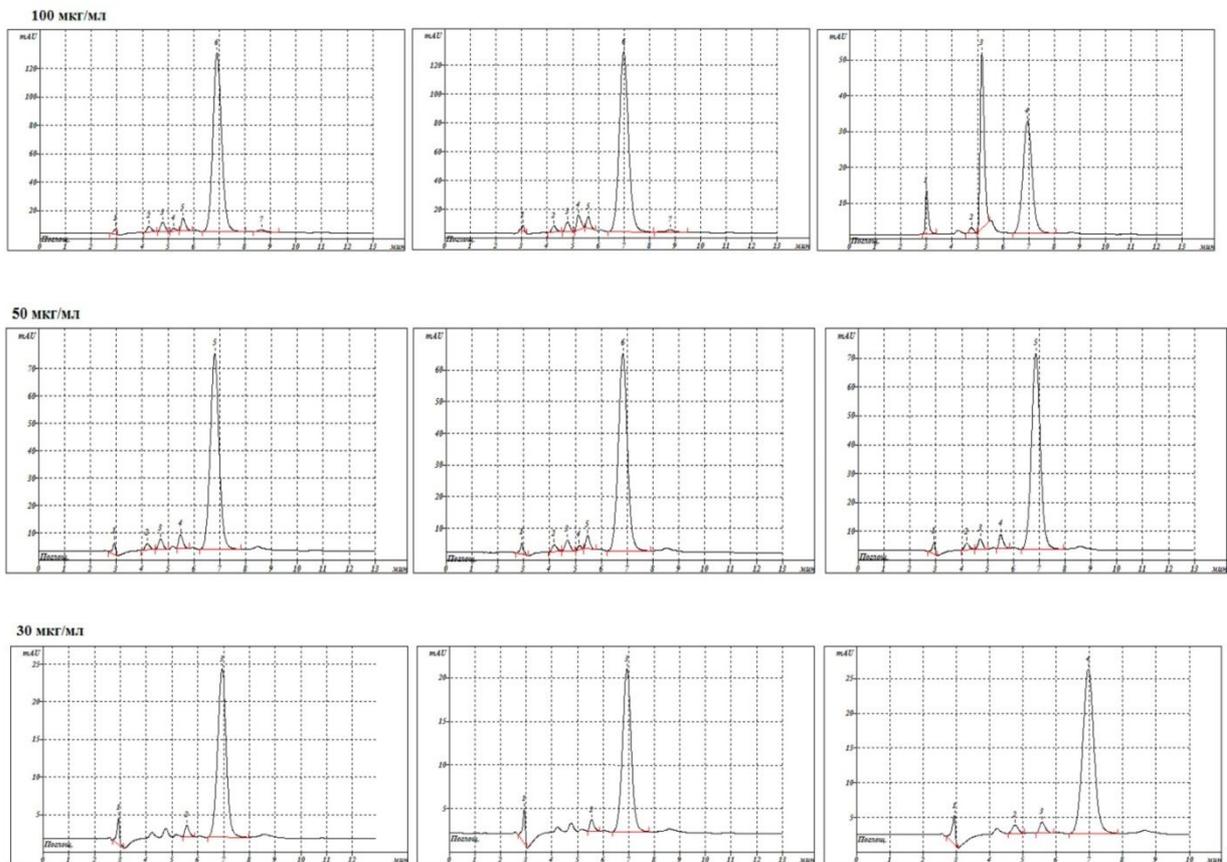


Рис. 2. Хроматограммы тилозина в различных концентрациях

Времена удерживания, высота и площадь пика тилозина

Концентрация	Время удерживания	Высота пика	Площадь пика
мкг/мл	мин	mAU	mAU*сек
30	10	30,73	625,12
30	13	24	486,69
30	6,95	22,4	522,51
50	13	82,34	1778,34
50	6,84	62,16	1519,26
50	6,8	71,48	1692,69
100	5,17	49,15	527,21
100	6,99	124,93	3140,43
100	6,92	126,25	3000,9

По результатам исследований построены два градуировочных графика зависимости концентрации от высоты пика (рис 3) и от площади пика (рис. 4).

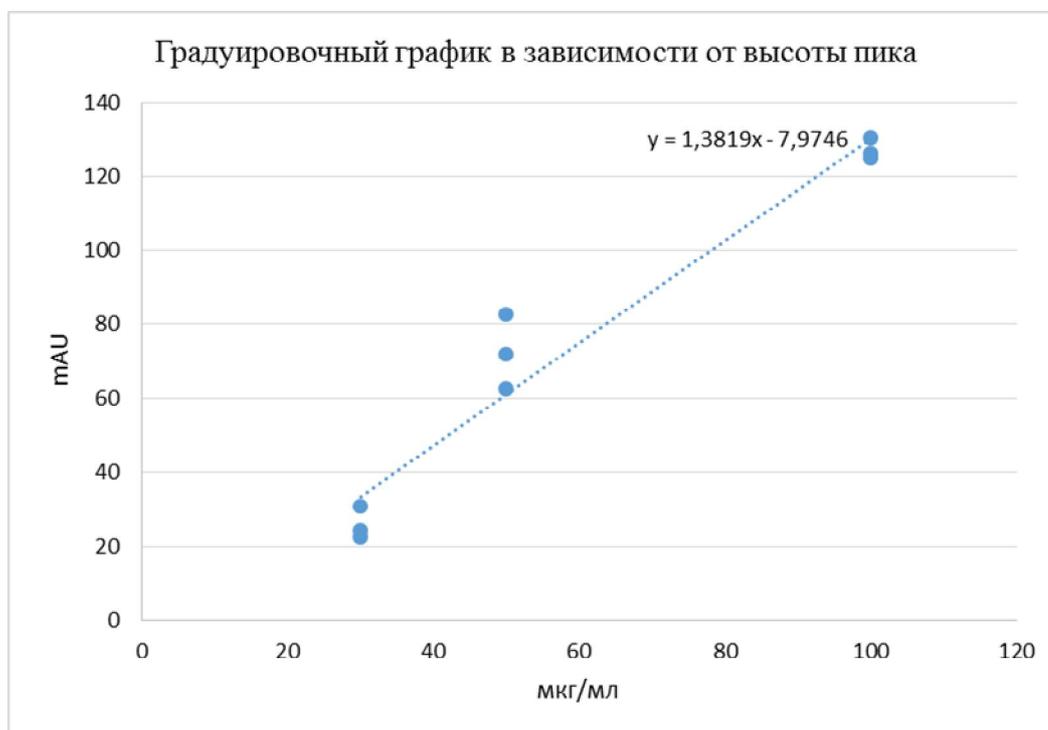


Рис. 3. Градуировочный график тилозина от высоты пика

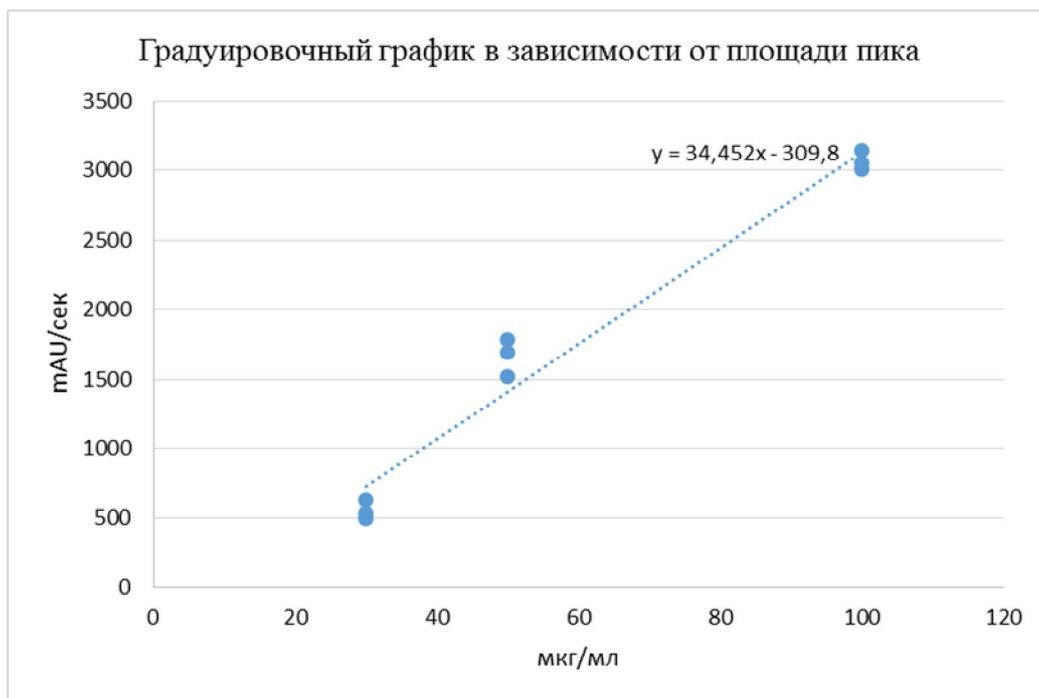


Рис.4. Градуировочный график тилозина от площади пика

Как видно из градуировочных графиков, обе зависимости высота или площадь от концентрации не имеют между собой преимуществ, что позволяет использовать любой вариант расчета концентрации тилозина в исследуемом образце.

#### Литература

1. Антипов В.А. Применение фразидина при гастроэнтерите свиней. Пути ликвидации инфекционных заболеваний сельскохозяйственных животных. Новосибирск, 1985. С. 50-51.
2. Друмев Д. Фармакологические и токсикологические исследования болгарского антибиотика тилозина. 1975. 25 с.
3. Hamill K. L. et al. Tylosin a new antibiotic / K. L. Hamill, M. E. Haney // Isolation properties and preparation of desmycosin a mmicrobiologically active degradation product // Antibiotics and chemotherapy. 1961. II. 328.
4. Химиотерапия дизентерии и инфекционных пневмоний свиней / А.В. Голиков, В.Н. Скворцов, А.А. Прасолов; рец.: А.М. Шихаев. Белгород, 2001. 52 с.
5. Шахов А.Г., Зуев Н.П., Буханов В.Д., Логачёв А.В. Применение тилозинсодержащих препаратов при дизентерии свиней // Ветеринария. 2008. № 7. С. 22-27.
6. Gosse F. O., Myat I. A. // Vet. Med. 1964. 59. 169-171.

## ПЕРСПЕКТИВА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ХИТОЗАНА, ПОЛУЧЕННОГО ИЗ АЛЬТЕРНАТИВНОГО СЫРЬЯ

Ю.С. Кармеева, А.А. Амелькина, О.Р. Калинина, Л.С. Крылова  
Научный руководитель: д.биол.н., доцент О.С. Ларионова

*Саратовский государственный аграрный университет  
имени Н.И. Вавилова, г. Саратов*

Хитозан, будучи полимером природного происхождения, обладает высокой биологической активностью и биodeградируемостью, благодаря чему не загрязняет окружающую среду и применяется в различных сферах жизнедеятельности человека. Наиболее важными среди них являются следующие:

- медицина (в составе лечебных препаратов, мазей, раневых покрытий, для изготовления хирургических нитей);
- сельское хозяйство (в составе удобрений, средств защиты растений и стимуляторов роста);
- текстильная промышленность (при шлихтовке, противоусадочной и водоотталкивающей обработке тканей);
- производство косметических средств (в составе кремов, лосьонов, гелей, шампуней);
- природоохранные мероприятия (как сорбент и флокулянт для очистки воды);
- пищевая промышленность (как осветлитель, стабилизатор, эмульгатор, БАД – энтеросорбент и жиропоглотитель);
- тяжелая промышленность (извлечение металлов из отходов горно-обогатительных процессов).

Хитин содержится в ракообразных и насекомых, в клетках грибов и диатомовых водорослей. На сегодняшний день наиболее в России доступным массовым источником хитинсодержащего сырья является камчатский краб, краб-стригун, углохвостая креветка, антарктический криль [3, 4].

Данные технологии характеризуется значительными расходами щелочи, многоступенчатостью процесса и значительными затратами энергии [5].

В настоящее время в современной промышленности возрастает роль хитозаносодержащих материалов.

Производство хитозана – один из самых динамично развивающихся рынков в мире. Впервые промышленное производство хитозана было освоено в Японии. Так, в 1996 г. Япония потребила 800 т хитозана, в 2001 г. – 3600 т, а в 2012 году эта цифра составила 10 000 тонн [1, 2].

По прогнозам мировой рынок данной продукции составит около 200 млрд долларов США в год.

Большинство способов получения хитозана связаны с выделением данного полисахарида из панцирей ракообразных (краба, креветки, криля, гаммаруса и др.). Однако эти технологии характеризуется значительными расходами

гидроксида натрия, временными затратами и достаточно жестким температурным режимом в процессе деацетилирования (от 90°C до 110°C в течение 1-3 часов), что отрицательно сказывается на качестве готового продукта. Также необходимо учесть, что ракообразные являются исчерпаемым ресурсом, и их добыча в необходимых для выработки хитозана объемах несет негативные последствия для морской биоты. Такие технологии характеризуются использованием ограниченного объема природного источника – хитина ракообразных, значительными расходами щелочи и временными затратами [7, 8].

Высокие концентрации щелочи в сочетании с повышенным температурным режимом приводит к быстрому износу оборудования и соответственно к увеличению себестоимости продукта.

Немаловажным является и тот факт, что хитин из насекомых по качеству в 20 - 50 раз превосходит хитин ракообразных [5]. Одомашненные и поддающиеся разведению насекомые в силу своего быстрого воспроизводства могут обеспечить большую биомассу, содержащую хитин.

Отмечаются основные отличия хитина пупариев личинок мух и хитина ракообразных. Так, хитин пупариев личинок мух не содержит кальциевых солей. Это значительно упрощает и удешевляет стадию очистки исходной субстанции.

К тому же получение хитозана из пупариев *Musca domestica* является дешевым и быстрым способом из фхитинсодержащего сырья.

На современном этапе развития животноводства особенно остро стоит проблема дефицита кормового белка. Одним из решений этой задачи является производство кормового белка путем биоконверсии отходов животноводства [4]. Технология получения биомассы личинок домашней мухи (*Musca domestica*), культивированной на свином навозе, птичьим помете является перспективной, неэнергоёмкой и дешевой технологией [6]. Мука из биомассы личинок характеризуется высоким содержанием белка – 58-65%, микроэлементов и биологически активных веществ. Немаловажным аспектом является и тот факт, что при данной технологии побочный продукт (пупарии личинок) могут быть использованы в качестве сырья для производства хитозана.

Таким образом, возможности и перспективы применения хитозана в различных областях чрезвычайно велики.

Исследования по изучению новых возможностей использования хитозана продолжаются. Они будут связаны с некоторыми аспектами в ветеринарии и кормлении животных. Также обсуждаются свойства хитозана, которые определяют будущее направление исследований в этой области.

#### Литература

1. Абдуллин, В.Ф., Артеменко С.Е., Овчинникова Г.Е. Технология и свойства хитозана из панциря речного рака // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2006. № 4. Вып. 1. С. 37-43.
2. Гальбрайт Л.С. Хитин и хитозан: строение, свойства, применение // Соросовский образовательный журнал. 2001. Т. 7. № 1. С. 51-56.
3. Горовой, Л.Ф., Косяков В.Н. Сорбционные свойства хитина и его производных. Хитин и хитозан: получение, свойства, применение / под ред. К.Г. Скрыбина, В.П. Варламова. М., 2002. 368 с.

4. Биоэкономика и роль новых технологий в получении кормового белка / Л.С. Крылова, О.С. Ларионова, О.А. Миргородская, А.С. Ковтунова // Актуальные проблемы ветеринарной медицины, пищевых и биотехнологий: сб. статей. Саратов, 2016. С. 361-364.

5. Кубенко Е.Г. Разработка технологии получения хитозана из гаммаруса азовского и его использование при производстве растительно-рыбных пищевых продуктов: дис. ... канд. тех. наук: 05.18.01 / Кубенко Егор Георгиевич. Краснодар: КубГТУ, 2014. 143 с.

6. Биотехнологическая конверсия отходов животноводства в решении проблемы дефицита кормового белка / О.С. Ларионова, Е.А. Фауст, Я.Б. Древко, А.С. Ковтунова, Д.Р. Зяйнитдинов // Биотехнология: реальность и перспективы: сб. материалов Междунар. науч.-практ. конф. Саратов, 2014. С. 31-34.

7. Левитин С.В. Разработка методов получения и исследование структуры и свойств наночастиц хитозана: дис. ... канд. техн. наук: 05.17.06 / Левитин Сергей Вадимович. М.: МГУТД, 2015. 150 с.

8. Пат. РФ №2358553, МПК А23L1/33. Способ получения хитозана из хитина / Сливкин А.И., Лапенко В.Л., Кулинцов П.И., Болгов А.А.. Заявка №2007131895/13. Заявл. 22.08.2007. Оpubл. 20.06.2009.

## **МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТРИМЕТОПРИМА С ПОМОЩЬЮ ВЫСОКОЭФФЕКТИВНОЙ ЖИДКОСТНОЙ ХРОМАТОГРАФИИ С УФ ДЕТЕКТОРОМ**

А.С. Кольшкіна, Т.С. Осина, Я.Б. Древко  
Научный руководитель: к.х.н. Я.Б. Древко

*Саратовский государственный аграрный университет  
имени Н.И. Вавилова, г. Саратов*

Впервые проблема фальсифицированных лекарственных средств обсуждалась на международном уровне еще в 1985 году, но и в настоящее время фальсификация препаратов является одной из основных проблем современной фармацевтики. Согласно данным ВОЗ, наиболее часто подделываемыми препаратами в мире являются антибиотики, противотуберкулезные, противомаларийные и антиретровирусные средства. Фальсифицированные антимикробные средства, в том числе антибиотики, являются причиной зарегистрированных смертей и способствуют развитию антибиотикорезистентности [1]. Триметоприм – бактериостатический антибиотик, в основном используемый для профилактики и лечения заболеваний мочевыделительной системы, входит в список основных лекарств ВОЗ. Выяснилось, что сульфаметоксазол, входящий в состав котримоксазола вместе с триметопримом, токсичен по отношению к костному мозгу, поэтому разработка новых методов определения триметоприма является важной задачей. На данный момент времени применяются различные методы анализа триметоприма,

например: хроматографические [2, 3, 4], вольтамперометрические [5], спектрофотометрические [6] и люминесцентные [7].

*Аппаратура.* В работе использовали жидкостной хроматограф СтайерАквилон с спектрофотометрическим детектором UV-108. Разделение проводили на колонке (150×3 мм) Luna C18(2) Phenomenex. Спектрофотометр Shimadzu UV 1280.

*Реактивы.* Использовали стандартные образец антибиотика: триметоприм (Fluka, Германия). Исходные стандартные растворы с концентрацией 100 мкг/мл готовили растворением навески препарата в ацетонитриле. Рабочие растворы готовили разбавлением исходных ацетонитрилом. Использовали ацетонитрил, ортофосфорную кислоту (Merck, Германия).

*Условия хроматографического разделения и детектирования.* Использовали подвижную фазу, состоящую из 40% ацетонитрила и 60% ортофосфорной кислоты в концентрации 2%. Температура колонки составляла 35 °С.

Скорость потока 0,6 мл/мин

Объем пробы 20 мкл

Длина волны 288 нм

УФ спектр триметоприма (рис. 1) обладает максимальной оптической плотностью при 288 нм, что и обусловило выбор данной длины волны.

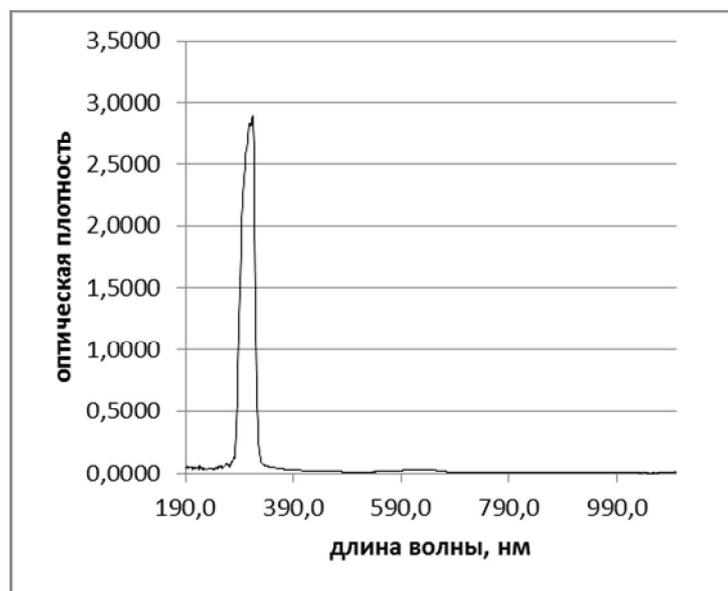


Рис. 1. УФ спектр триметоприма

В приведённых выше условиях хроматографирования растворов триметоприма в концентрации 30, 50 и 100 мкг/мл методом ВЭЖХ с УФ детектором установлено, что время удерживания данного соединения находится в интервале от 2,9 до 3,1 мин (рис. 2).

Времена удерживания, высота и площадь пика триметоприма представлены в таблице.

VI Всероссийская научная конференция для молодых ученых, студентов и школьников  
 «Актуальные вопросы биомедицинской инженерии»

Концентрация, мкг/мл	Время удерживания, мин	Высота пика, mAU	Площадь, mAU*с
30	3,02	83,92	633,08
30	3,02	87,8	670,23
30	3,02	77,49	583,69
50	3,02	244,63	1871,3
50	2,98	78,25	647,35
50	3,03	262,13	1999,6
100	3,03	465,98	3593,34
100	3,02	464,46	3598,19
100	3,02	436,24	3382,42

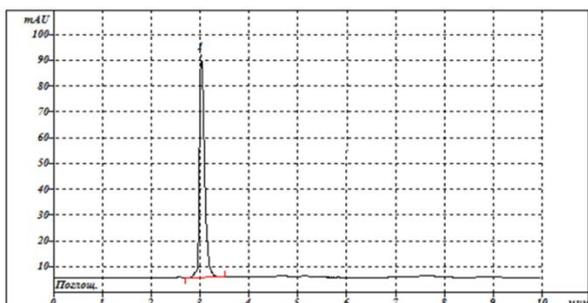


Рис. 2

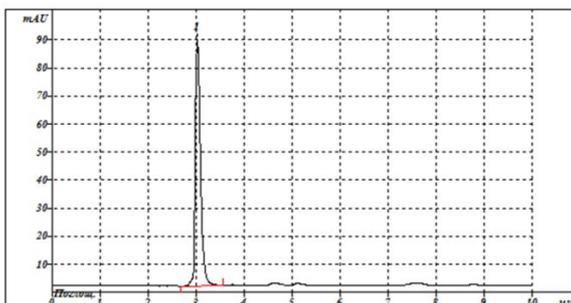


Рис. 3

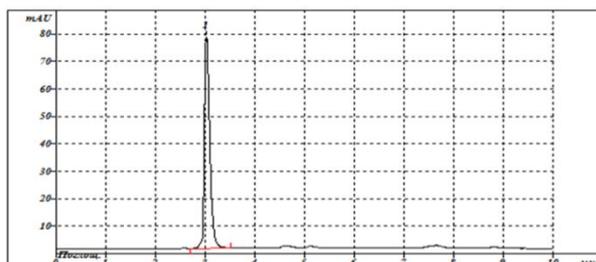


Рис. 4

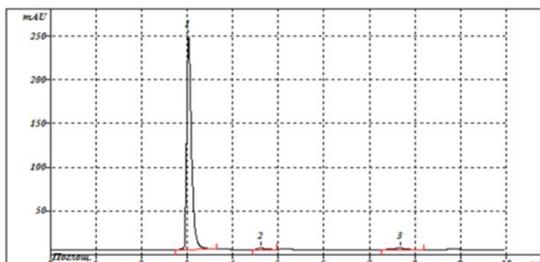


Рис. 5

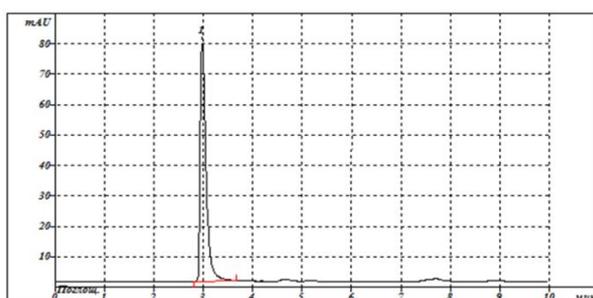


Рис. 6

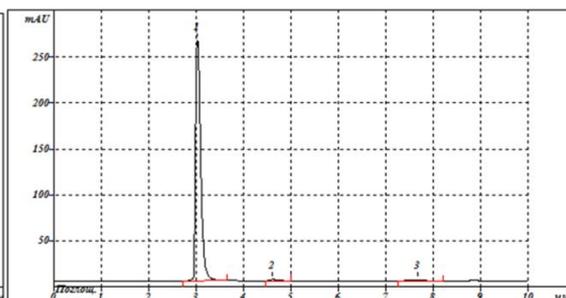


Рис. 7

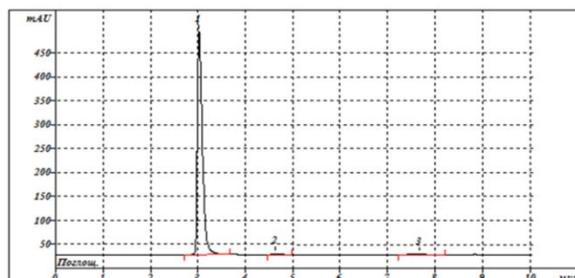


Рис. 8

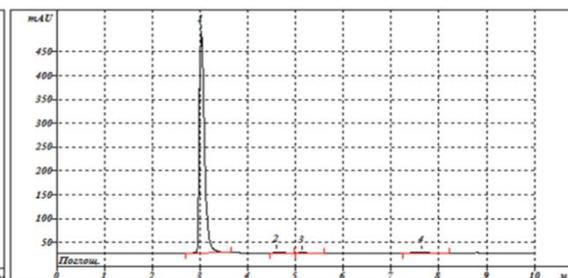


Рис. 9

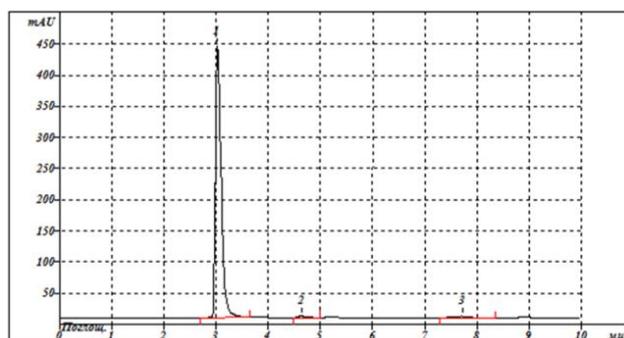


Рис. 10

По результатам исследований построены два градуировочных графика зависимости концентрации от высоты пика (рис. 11) и от площади пика (рис. 12).

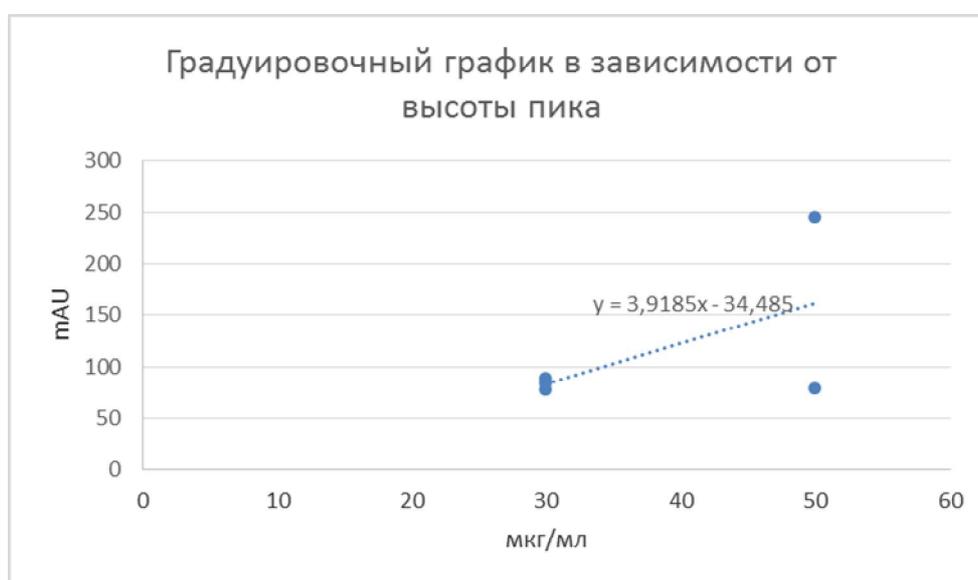


Рис. 11. Градуировочный график зависимости концентрации от высоты пика

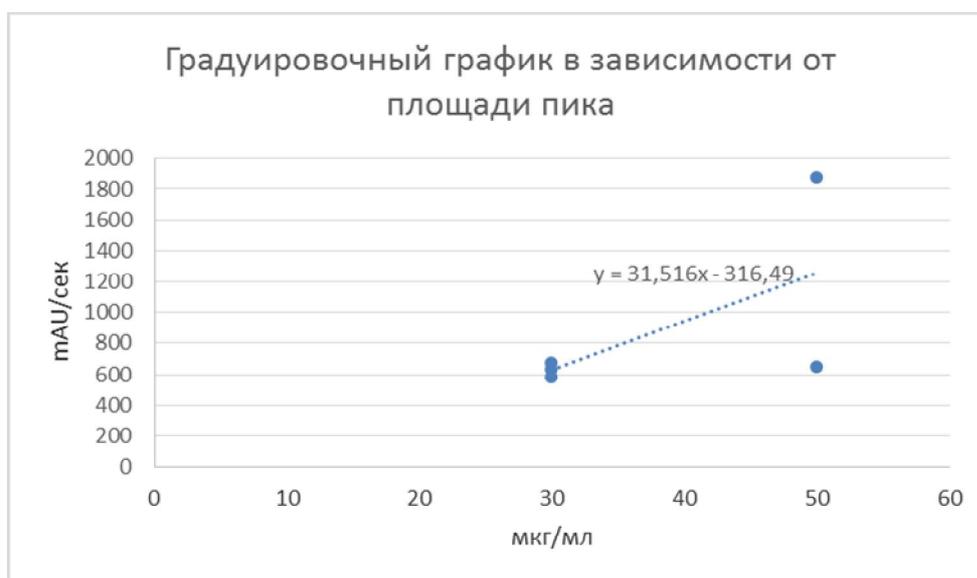


Рис. 12. Градуировочный график зависимости концентрации от площади пика

Таким образом, нами разработан эффективный способ определения триметоприма в различных образцах с высокой точностью методом ВЭЖХ с УФ детектором и при использовании легкодоступных реактивов.

#### Литературы

1. Ушакова Е. А. Проблемы фальсификации лекарственных средств : фокус на антимикробные препараты // Клинич. микробиол. антимикробная химиотерапия. 2005. Т. 7. № 2. С. 167-173.
2. Березкин В. Г., Онучак Л. А., Евтюгина Е. Н. Применение нового варианта капиллярной тонкослойной хроматографии для анализа антибиотиков группы тетрациклина // Сорбционные и хроматографические процессы. 2008. Т. 8. Вып. 4. С. 570-576.
3. Fiori J., Grassigli G. HPLC-DAD and LC-ESI-MS analysis of doxycycline and related impurities in doxipan mix, a medicated premix for incorporation in medicated feedstuff // J. Pharm. Biomed. Anal. 2005. Vol. 37, № 5. P. 979-985.
4. Сумина Е.Г., Сорокина О.Н., Барышева С.В. Мицеллярная жидкостная хроматография в анализе биологически активных веществ // Химия биологически активных веществ: тез. докл. Всерос. школы-конференции молодых ученых, аспирантов и студентов с международным участием. Саратов, 2012. С.201-202.
5. Charoenraks T., Palaharn S. Flow injection analysis of doxycycline or chlorotetracycline in pharmaceutical formulations with pulsed amperometric detection // Talanta. 2004. Vol. 64, № 5. P. 1247-1252.
6. Sunaric S. M., Mitic S. S. Determination of doxycycline in pharmaceuticals based on its degradation by Cu(II)/H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> reagent in aqueous solution // Журн аналит. химии. 2009. Vol. 64, № 3. P. 248-253.
7. Zhang L. W., Luo L., Jiang C. Q., Shi J. M. Spectrofluorimetric determination of trace doxycycline with diethyl-O-β-cyclodextrin-doxycycline-Eu<sup>3+</sup> system // Chin. J. Anal. Chem. 2008. Vol. 36, № 11. P. 1547-1550.

### **ЭФФЕКТИВНОСТЬ РАБОТЫ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ЭКСПРЕСС-КОНТРОЛЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ**

А.М. Корчажинская

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

*Вологодский государственный университет, г. Вологда*

Разработка и внедрение широкого многообразия аппаратуры и оборудования, предназначенного для слежения, контроля физиологических параметров в наше время является фундаментом для внедрения инновации в методы медицинской диагностики. При контролировании физиологических показателей пациента можно спрогнозировать дальнейшее состояние больного. «Интеллектуализация» медицинских аппаратов клинического мониторинга дает

удобство визуального получения физиологических параметров. При развитии аппаратных комплексов диагностических систем так же модернизируются компьютерные методы обработки биомедицинской информации.

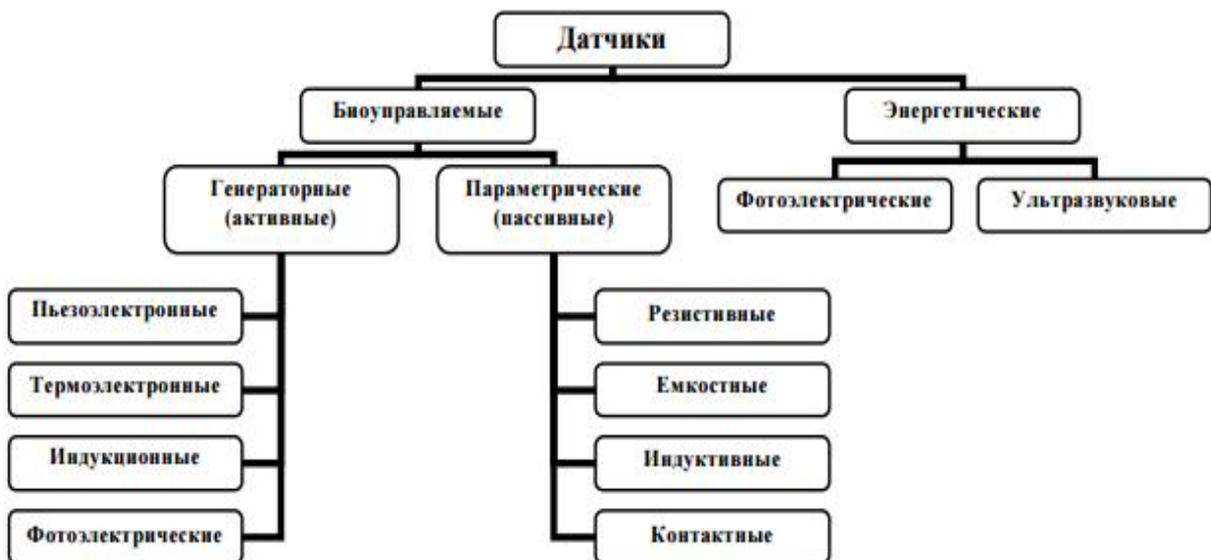
Преобразование, возникающее в организме человека, физиологического процесса в диагностическую информацию обеспечивается благодаря преобразователю биомедицинских сигналов. Первичные и вторичные преобразователи – важные элементы системы клинического мониторинга.

Актуальностью данной работы является применение измерительных преобразователей повсеместно в лечебных учреждениях в системе здравоохранения. От эффективности работы данных преобразователей, показывающих физиологические параметры состояния пациента, зависит курс лечения, а порой и жизнь больного. Измерительный преобразователь биосигналов – техническое устройство, построенное по определенному принципу действия, выполняющее преобразование и обработку сигнала для получения выходной величины.

Главной составляющей измерительного преобразователя является чувствительный элемент - датчик. Он преобразует измеряемую величину в сигнал, подходящий для регистрации, передачи или дальнейшего преобразования.

К основным характеристикам датчиков относятся погрешности измерения, частотный диапазон, предел измерений, условия эксплуатации.

Для повышения эффективности работы измерительного преобразователя необходимо обеспечение следующих особенностей: получение устойчивого информативного сигнала, минимальное искажение полезного сигнала, максимальная помехозащищенность, геолокация прибора в необходимом для измерения месте, отсутствие различных действий на организм, возможность стерилизации и многократного использования [1]. Биомедицинские датчики имеют широкую классификацию (рисунок).



Классификация биомедицинских датчиков

Также к характеристикам датчиков можно отнести разрешающую способность, параметры динамического режима и динамический диапазон.

К наиболее важным характеристикам измерительных преобразователей биологических сигналов относят реальную, номинальную характеристику и погрешности измерительного преобразователя. Погрешности – это разности между номинальными и реальными характеристиками. Бывают систематические, прогрессирующие и случайные погрешности. Систематические погрешности внешне могут не проявляться и оставаться незамеченными длительное время.

С помощью повторной поверки нуля и чувствительности можно их обнаружить. Прогрессирующие погрешности вызываются процессами старения деталей аппаратуры. Их можно скорректировать с помощью поправки, но в лишь данный момент времени, а в скором времени погрешность будет возрастать. Наличие случайной погрешности легко обнаружить при повторных измерениях в виде разброса результатов. Разделение погрешностей на виды показывает лишь прием их анализа. В реальности все три погрешности образуют единый случайный процесс.

Для эффективности измерительного преобразователя необходимо увеличить чувствительность преобразователя. Оценить чувствительность можно с помощью коэффициента относительной чувствительности ( $K_{оч}$ ) [2]. Коэффициент является частным от деления относительных приращений выходного сигнала датчика ( $y$ ) и измеряемой физической величины ( $x$ ).

$$K_{оч} = \frac{\partial y/y}{\partial x/x} = \frac{s_H}{s_n} \quad (1)$$

Коэффициент избирательности ( $K_э$ ) применяется для оценки эффективности метода измерения, а также для сравнения метрологических параметров.

$$K_э = \frac{\left(\frac{\partial y/y}{\partial x/x}\right)_t}{\left(\frac{\partial y/y}{\partial x/x}\right)_н} = \frac{\left(\frac{s_H}{s_n}\right)_t}{\left(\frac{s_H}{s_n}\right)_x} \quad (2)$$

Амплитудно-частотная характеристика характеризуется теми частотами, при которых видно максимумы амплитуд колебаний на резисторе, индуктивности и конденсаторе. Тогда (1) и (2) являются функцией частоты колебаний в контуре. Чувствительность датчика измерительного преобразователя зависит от модулируемого параметра. Для обеспечения высокой чувствительности и эффективности измерительного процесса необходима оптимизация конструкции и режима работы измерительного преобразователя.

Также одним из вариантов повышения чувствительности и обеспечения избирательной способности измерительного преобразователя служит разработка измерительного устройства, основанных на использовании взаимосвязанных колебаний высокочастотных осцилляторов [2]. В общем случае модулируемыми могут быть параметры осцилляторов и их связующих элементов.

Исследование в области развития измерительных преобразователей биомедицинских сигналов аппаратных комплексов клинического мониторинга предназначены для решения задач разработки инновационной мониторинжной аппаратуры и для решения актуальных проблем диагностики состояния больных в критических состояниях.

Литература

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга: учеб. пособие для вузов. М.: Радио и связь, 2013. 250 с.
2. Седалищев В.Н. Пьезотрансформаторные измерительные преобразователи: монография. Барнаул: Изд-во АлтГУ, 2015. 167 с.

**КИНЕТИЧЕСКИЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ АДсорбЦИИ АМИНОВ  
НА АЛЮМОСИЛИКАТАХ, МОДИФИЦИРОВАННЫХ НЕИОННЫМИ ПАВ**

А.В. Косарев, М.В. Истрашкина

Научный руководитель: д.т.н., профессор О.В. Атаманова

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

Приведены результаты модельного исследования процесса адсорбции аминов на бентоните, модифицированном неионными ПАВ. Получены характеристики, учитывающие вклад изменения структуры в системе «адсорбент-модификатор» на эффективность связывания аминов из водной среды. Найденные выражения позволили охарактеризовать изотерму адсорбции, связывающую адсорбционную емкость композиционного адсорбента и равновесную концентрацию адсорбтива в растворе.

Одним из эффективных физико-химических методов очистки сточных вод от частиц молекулярного и ионного строения является адсорбция. При этом в качестве адсорбентов в таких случаях часто применяют природные и синтетические алюмосиликаты, как в индивидуальном состоянии, так и в смесях между собой и другими минеральными и органическими системами (углями, ПАВ и др.) [1]. Цель нашей работы – получение изотермы адсорбции, описывающей и характеризующей изменение структурных характеристик бентонита в результате его модификации неионными ПАВ и учитывающей влияние данных компонентов на адсорбционную активность бентонита по отношению к аминам. Актуальность данной работы обусловлена необходимостью разработки подходов к регулированию адсорбционной емкости алюмосиликатов на базе монтморрилонита с помощью их химической модификации. Рассмотрим процесс модификации бентонита этиленгликолем. Молекулу этого модификатора можно формально рассматривать как молекулу неионного ПАВ, содержащего одну эпокси группу  $\text{HO}(-\text{CH}_2-\text{CH}_2\text{O}-)\text{H}$ . Взаимодействие этой группы со структурой монтморрилонита происходит как за счет физических факторов, так и за счет хемосорбции [2].

При этом происходит относительное изменение межслоевого расстояния, обусловленное взаимодействием поверхности увеличение расстояния между слоями алюмосиликатной структуры, что может быть описано соотношением:

$$\ell = \ell_0 \exp(kNn), \quad (1)$$

где  $n$  – количество молекул спирта, связанных с единицей массы монтморрилонита,  $k$ -коэффициент, характеризующий вклад одной молекулы модификатора в изменение межслоевого расстояния,  $N$  – количество повторяющихся групп в молекуле модификатора;  $\ell_0$  и  $\ell$  - межслоевое расстояние для немодифицированного алюмосиликата и в присутствии модификатора соответственно. Зададим также величину  $\delta$  поверхностной плотности распределения  $n$  молекул модификатора на поверхности  $\Omega$  их взаимодействия с адсорбентом:

$$\delta = \frac{dn}{d\Omega} \quad (2)$$

Соотношения (1)-(2) позволяют задать величину параметра, характеризующего влияние структурного фактора, обусловленного присутствием модификатора в адсорбенте:

$$\gamma = \frac{\ell}{\ell_0} \frac{r_a}{r_m} \delta \Omega_m, \quad (3)$$

где:  $r_a$  и  $r_m$  – значения отношения среднего эффективного радиуса молекулы адсорбата и модификатора в структуре адсорбента соответственно;  $\Omega_m$  – площадь молекулы модификатора, связанного с адсорбентом.

С учетом выражений (1), (2) соотношение (3) можно записать так:

$$\gamma = \rho \delta \Omega_m \exp(kNn) \quad (4)$$

Для характеристики адсорбционных возможностей образца алюмосиликата применяется величина константы равновесия процесса адсорбции:

$$K = \frac{k_a}{k_d}, \quad (5)$$

$k_a$  и  $k_d$  – константы скоростей адсорбции и десорбции соответственно. Данная характеристика позволяет оценивать эффективность действия адсорбента.

Для того, чтобы охарактеризовать кинетику изменения концентрации аниона-адсорбтива в водном растворе в ходе адсорбции, необходимо задать функцию ее изменения во времени [3]. В качестве таковой нами предлагается соотношение

$$\chi = \frac{c(A)_t}{c(A)_0}, \quad (6)$$

где  $c(A)_t$  и  $c(A)_0$  – значения концентрации адсорбтива в водной фазе раствора в момент  $t$  адсорбционного процесса и в исходном растворе соответственно. В начальный момент времени  $t = 0$   $c(A)_t = c(A)_0$  и величина  $\chi=1$  Параметр  $\chi$  изменяется во времени следующим образом:

$$\chi = \exp(-k_a t), \quad (7)$$

где  $k_a$  – константа скорости адсорбции ( $c^{-1}$ ).

Выведем теперь выражение изотермы адсорбции, то есть зависимости величины  $\Gamma$  от равновесной концентрации адсорбтива в растворе. Будем считать, что на поверхности адсорбента одновременно могут находиться незаполненные активные центры и адсорбционные комплексы «адсорбент-адсорбат», содержащие  $i$  молекул адсорбата ( $i=1 \dots \infty$ ), которым соответствует площадь  $\Omega_{ai}$ .

В таком случае доля площади поверхности, занятых  $i$  молекулами адсорбата, составляет соответственно [4]:

$$\Theta_{ai} = \frac{\Omega_{ai}}{\sum_{i=0}^{\infty} \Omega_{ai}} \quad (8)$$

В таком случае выполняется соотношение:

$$\sum_{i=0}^{\infty} \Theta_{ai} = 1 \quad (9)$$

В равновесном состоянии системы рассматривается вариант, когда скорость адсорбции на свободных адсорбционных центрах равна скорости десорбции с активных мест, занятых одной молекулой.

Учтем, что взаимодействие между отдельными компонентами данного слоя приводит к снижению константы равновесия, что может быть представлено так:

$$K_n = \frac{K_0}{1 + K_0 n \sigma}, \quad (10)$$

где  $\sigma$  – коэффициент пропорциональности, учитывающий вклад взаимодействия «адсорбат-модификатор».

Тогда величина адсорбции  $\Gamma$  определяется соотношением:

$$\Gamma = \Gamma_{\infty} \frac{\gamma K_0 c}{\sqrt{2\pi(1 - \gamma K_0 c)^2 + \gamma K_0 c(1 - \gamma K_0 c)}} \quad (11)$$

Разработанная модель учитывает вклад изменения структуры алюмосиликата, модифицированного неионным ПАВ, в эффективность адсорбции аминов. Она предполагает формирование смешанных слоев «модификатор-адсорбат» в межслоевом пространстве алюмосиликата.

Предложенная модель актуальна для решения круга задач промышленной экологии, связанной с очисткой природных сред от органических токсикантов.

#### Литература

1. Ким О.К., Волкова Л.Д., Закарина Н.А. Пилларированные алюминием и железом слоистые алюмосиликаты в процессах очистки водных растворов от хрома (III) // Башкирский химический журнал. 2011. Т. 18. № 3. С. 62-65.
2. Карнаухов А.П. Адсорбция. Текстура дисперсных и пористых материалов. Новосибирск: Наука, 1999. 470 с.
3. Волков В.А. Коллоидная химия. Поверхностные явления и дисперсные системы. М.: Лань, 2015. 256 с.

4. Muñoz García, E. and Pérez Marco, R. The Product Over All Primes is  $4\pi^2$  // Commun. Math. Phys. 277. 2008. P. 69-81.

## ГАЛЬВАНИЧЕСКИЕ ПОКРЫТИЯ КАК ОДИН ИЗ СПОСОБОВ ЗАЩИТЫ МЕДИЦИНСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ

А.М. Логутов

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

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

Работа посвящена разработке метода никелирования медицинской стали с использованием в качестве электролита твердого протонпроводящего композита на основе сульфосалициловой кислоты (ССК).

Как известно, гальваническое нанесение защитного слоя на металлические изделия с целью защиты их от коррозии, а также металлизация неметаллов с целью нанесения токопроводящего слоя – один из самых распространенных и удобных способов для осуществления этих и многих других задач.

Данный процесс был открыт в середине XIX века русским физиком Б.С. Якоби и в его основе лежит электрокристаллизация, т.е. электрохимическое осаждение ионов металлов из раствора под действием постоянного электрического тока на поверхности основного изделия, которое выступает в роли катода [1].

Для увеличения службы медицинских товаров необходимо защищать их от коррозии, для чего используют различные покрытия. Защита от коррозии может быть постоянной и временная.

Для постоянной защиты применяют три вида покрытий: металлические, неметаллические неорганические, неметаллические покрытия красками и лаками. Металлические и неметаллические неорганические покрытия – инструменты из углеродистой стали и латуни покрывают слоем никеля или хрома, либо тем и другим одновременно. В последнее время широкое распространение получило матовое черное хромовое покрытие.

Детали оборудования, которые эксплуатируются во влажной среде, покрывают оловом или цинком. Для защиты деталей медицинского оборудования применяют, как правило, трехслойное покрытие (медь + никель + хром) или двухслойное (никель + хром) [2].

Цель данной работы заключалась в разработке метода никелирования медицинской стали с использованием в качестве электролита твердого протонпроводящего композита на основе сульфосалициловой кислоты (ССК). В качестве полимерного связующего использовался поливиниловый спирт (ПВС) с добавлением пластификатора [3].

Для выяснения строения полимерных композитов было проведено ИК спектроскопическое исследование. Снятие ИКС проводилось на Фурье спектрометре INFRA LUM FT 801 в диапазоне  $500-4000\text{ см}^{-1}$ . По наличию полос поглощения, соответствующих колебаниям ОН групп, входящих, в том числе и в

состав кристаллизационной воды можно сделать предположение о достаточно высокой электропроводности полученных образцов, что и подтверждается и другими методами исследования.

Измерение электропроводности полимерных протонпроводящих пленок (Н<sup>+</sup> - пленок) проводили методом импедансной спектроскопии в диапазоне 100 Гц – 990 кГц в электрохимической ячейке Ti/H<sup>+</sup> – пленка /Ti при 298 К и относительной влажности Н=52%.

Как показывает эксперимент, электропроводность композитов с ССК имеет порядок –  $10^{-3} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$ .

Измерение электронной составляющей проводимости проводилось в постоянном токе по методу Хебба-Вагнера. Электронная составляющая проводимости при 298 К лежит в пределах  $10^{-8}$ - $10^{-9} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$ . Следовательно, вклад электронной составляющей в общую электропроводность пренебрежимо мал.

На рис. 1 представлен годограф импеданса для системы на основе ССК.

Как показывает эксперимент, электропроводность композитов с ССК имеет порядок –  $10^{-2} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$ .

Количество воды, содержащееся в полученных пленках, возрастает с повышением влажности окружающей среды. Зависимость влагосодержания от относительной влажности определяли весовым методом [4].

Следующим этапом данной работы было нанесение гальванического никелевого покрытия на образцы хирургической стали марки 316L.

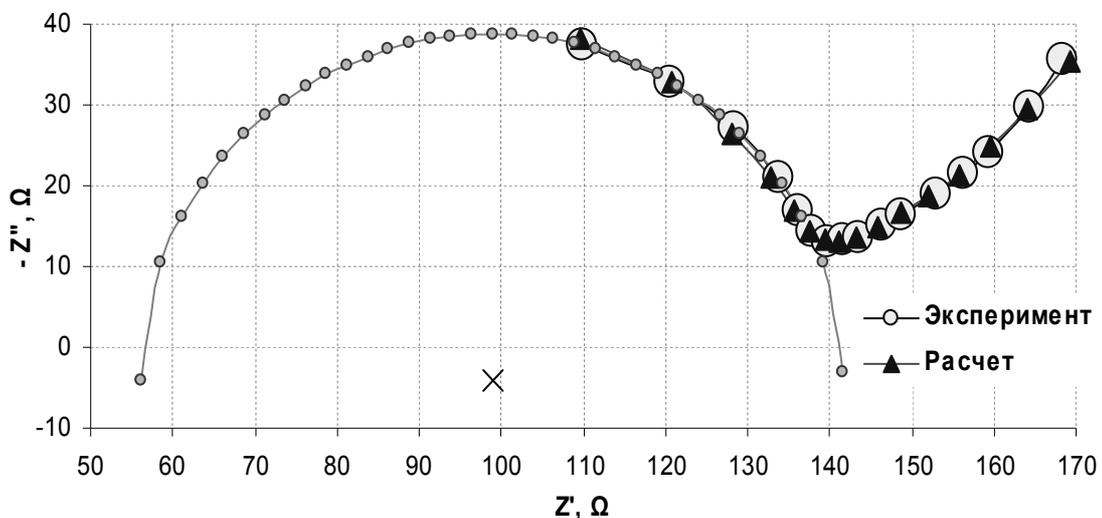


Рис. 1. Годограф импеданса системы на основе ССК

Процесс никелирования проводился в стальной гальванической ванне  $100 \times 100 \times 45$  мм, в качестве катода использовался образец стали, анодом являлся никель марки НПАН (никель полуфабрикатный анодный не пассивирующийся, с содержанием никель + кобальт не менее 99,4%) (ГОСТ 492-2006), электролитом служил композит на основе ССК. Процесс электролиза проводился при плотностях тока  $I=0.03$ - $0.06 \text{ А/см}^2$  с использованием блока питания марки НУ1502D (плотности тока выбирались согласно литературным данным [5]).

Толщина покрытия контролировалась микрометром марки МК 25 и в среднем составляла 80 мкм.

На рис. 2 представлена микрофотография поверхности стали с осажденным на ней слоем никеля, полученная с помощью металлографического микроскопа МИКРОМЕД МЕТ-3 (увеличение  $\times 12$ ).



Рис. 2. Микрофотография поверхности стали с Ni-покрытием

Как видно из рисунка, данное покрытие представляет монодисперсную систему с узким спектром распределения пор по диаметру: от 2 до 50 мкм с максимумом при  $d=10$  мкм.

Таким образом, в работе показана возможность использования в качестве электролита для гальванического нанесения никелевого покрытия на сталь полимерного протонпроводящего композита на основе ССК. Перспективность этой работы очевидна, т. к. она открывает широкие возможности миниатюризации установки для электрохимического осаждения никеля, вследствие отказа от агрессивного жидкого электролита, а также при этом повышается экологичность данного процесса.

#### Литература

1. Ямпольский А.М. Гальванические покрытия. Л.: Машиностроение, 1978. 168 с.
2. Мамаев В.И., Кудрявцев В.Н. Никелирование: учеб. пособие / под ред. проф. В.Н. Кудрявцева. М.: РХТУ им. Д. И. Менделеева, 2014. 198 с.
3. Пат. на изобретение № 2400294. Протонпроводящий полимерный композит / Никитина Л.В., Михайлова А.М., Колоколова Е.В. 27.09. 2010.
4. Исследование работы сенсора на основе полимерного композиционного материала для определения содержания водорода / Л.В. Никитина, А.М. Михайлова, С.В. Егорова, Е.В. Колоколова // Изв. вузов. Сер. Химия и химическая технология. 2010. Т. 53. Вып. 6. С. 27-30.
5. <http://zctc.ru/sections/nickel>

## ТЕОРЕТИКО-ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПУТЕЙ ФОРМИРОВАНИЯ АДГЕЗИОННО-ПРОЧНЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНЫ

В.А. Гомон, Н.В. Протасова, Е.П. Петрова, М.В. Загибашев  
Научный руководитель: д.т.н., профессор В.Н. Лясников

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

Плазменное напыление биокерамических пористо-порошковых наноструктурированных покрытий на различные типы эндопротезов является одним из наиболее важных и интенсивно развивающихся направлений восстановительной медицины [1-4]. Теоретические и экспериментальные исследования в этой области в последнее время продвинулись далеко вперед [5-6]. Особенно заметны исследования в области разработки новых биоматериалов на основе фосфатов кальция. Было показано, что в настоящее время эти материалы являются наиболее совместимыми с тканями живого организма [3, 4, 7-10].

В связи с этим была поставлена задача по разработке и использованию адгезионнопрочных пористо-порошковых наноструктурированных биоактивных покрытий из гидроксиапатита, напыленных на поверхность внутрикостных имплантатов, используемых в стоматологии, травматологии и ортопедии.

В работе для плазменного напыления в качестве основы внутрикостных имплантатов использовали титановые заготовки (титан ВТ1-00). Плазменное напыление производили порошком гидроксиапатита (ГА) на автоматизированном оборудовании камерного типа 028, состоящем из (рис. 1): камеры напыления (ЛабПро), силового источника питания плазмотрона (ВДУ-816), системы сдвоенных порошковых питателей (MPF-3350T), автоматизированного пульта управления, холодильной установки ВМТ-20, плазмотрона (ПП-25).



Рис. 1. Напылительный электроплазменный автоматизированный комплекс камерного типа

Успехи в развитии плазменного напыления наноструктурированных адгезионно-прочных порошковых покрытий в значительной степени определяются высокими энергетическими и газодинамическими характеристиками плазменной струи и возможностью проведения технологического процесса напыления в камере с контролируемой средой (инертной, восстановительной, окислительной и др.) [3,4]. В последнее время активно развивается ряд методов обработки покрытий концентрированными дополнительными потоками энергии [3,6,11]: лазерной, ультразвуковой, ионно-электронной и др. Это дополнительно создает значительные трудности в исследовании и оценки структурно-морфологических характеристик плазмонапыленных покрытий.

Существенный вклад в формирование морфологической структуры и адгезионных свойств напыленных покрытий вносит наличие высоких удельных тепловых потоков ( $10^2 - 10^6$  Вт/см<sup>2</sup>) и скорости истечения плазмы до  $10^3$  м/с и выше. Структурно-морфологические характеристики покрытий, возникающие при взаимодействии напыляемого материала с потоками энергии и подложкой, имеют различную форму, распределение их по поверхности и носят стохастический характер. Это также влияет и на адгезионно-когезионные свойства покрытий.

Многочисленные исследования показывают, что прочная связь (высокая адгезия) между покрытием и подложкой возникает в результате нескольких механизмов в зависимости от условий и природы взаимодействующих тел [3,8]:

– «механическая» модель адгезии предполагает затекание в поры и неровности поверхности подложки расплавленных (или жидко-пластичных) частиц, которые при затвердевании обеспечивают механическое сцепление с подложкой;

– «электрическая» модель представляет собой возникновение двойного электрического слоя на границе раздела между покрытием и подложкой;

– «химическая» модель проявляется в химическом взаимодействии между атомами (молекулами) подложки и покрытия;

– «диффузионная» модель состоит во взаимном проникновении атомов (молекул) в переходной зоне (зоне соприкосновения) покрытия и подложки, и взаимному растворению фаз в местах контакта.

Очевидно, что в зависимости от условий взаимодействий покрытия с подложкой, та или иная модель адгезионного взаимодействия, будет вносить основной и второстепенный вклад в величину адгезии. На рис. 2. приведена переходная зона взаимодействия «покрытие-подложка». В зависимости от выбранного технологического режима напыления (ток дуги плазмотрона, дистанция напыления, дисперсность напыляемого порошка, морфология поверхности напыляемой подложки и др.) переходная зона может быть узкой или размытой. Обычно наибольшую адгезию имеют покрытия в случае, когда переходная зона не слишком большая (не более 10-15 мкм) и в ней практически отсутствуют поры и другие инородные включения. Переход от материала покрытия к материалу подложки должен быть плавным, без резких границ.

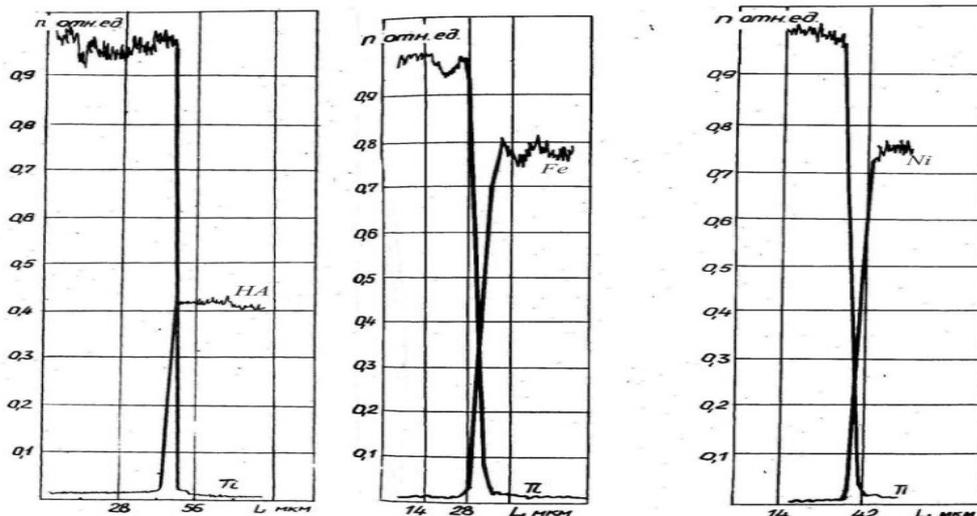


Рис. 2. Концентрационные профили и распределения материала покрытия (а – гидроксиапатит, б – титан, с – никель) и подложки (а – титан, б – сталь 12Х18Н10Т, с – никель) в переходной зоне: а – ток дуги плазмотрона  $I = 460$  А, дисперсность порошка  $\Delta = 20 - 40$  мкм, дистанция напыления  $L = 100$  мм; соответственно б –  $I = 460$  А,  $\Delta = 40 - 60$  мкм,  $L = 90$  мм и с –  $I = 520$  А,  $\Delta = 40 - 50$  мкм,  $L = 100$  мм

Наиболее общими факторами, определяющими адгезионные свойства напыленных покрытий, согласно данным исследований, являются следующие:

- технологические режимы напыления (ток дуги плазмотрона, дисперсность напыляемого порошка, дистанция напыления и др.);
- воздействие окружающей среды на напыляемый материал;
- пониженная прочность сцепления на границах между частицами и слоям покрытия, нанесенными за один проход, возникающая в следствии неполного схватывания и повышенного содержания окислов, пор и других включений в пограничных областях;
- образование пористости в результате газовыделения и кристаллизации частиц и возникновение выплесков материала при ударе частиц о подложку.
- изменение строения материалов вследствие фазовых превращений и появления пересыщенных и нестехиометричных структур с присутствием аморфной фазы в результате химико-термического воздействия плазменной струи закалки перегретых расплавленных частиц;
- возникновение напряжений во всем объеме напыленного материала и в объеме каждой частицы.

Значительный вклад в формирование свойств (в том числе и адгезию) плазмонапыленных покрытий вносит последующая их модификация (обработка) лазерным лучом, ультразвуком и другими видами энергетическим облучением.

Ввиду указанных причин плазмонапыленные покрытия имеют значительный разброс функциональных свойств: адгезии, пористости, удельной поверхности, морфологии поверхности, сорбционные – десорбционных и эмиссионных свойств и т.п. Например, при напылении на воздухе (даже в струе защитного газа) значительное влияние на свойства оказывает высокая реакционная способность среды, в которой осуществляется процесс. Независимо от тока дуги и расхода плазмообразующего газа при напылении на воздухе

происходит эжекция его в плазменную среду, что приводит к перегреву и окислению подложки и покрытия и снижению адгезии.

Теоретическая величина адгезии может быть определена по выражению:

$$\Omega = \Omega_K \left[ 1 - \exp \left( - \frac{vt}{\exp \left( \frac{E_a}{kT_K} \right)} \right) \right],$$

где  $v = 10^{13} \text{ с}^{-1}$  – дебаевская частота колебаний атомов подложки;  $E_a$  – энергия активации;  $\Omega_K$  – адгезия наплавленного слоя материала;  $T_K$  – температура в контакте «частица – подложка»;  $t$  – время кристаллизации частицы;  $k$  – постоянная Больцмана.

Зависимость адгезии покрытия от основных технологических факторов: тока дуги, дистанции напыления, скорости частиц и дисперсности напыляемого порошка приведен на рис. 3.

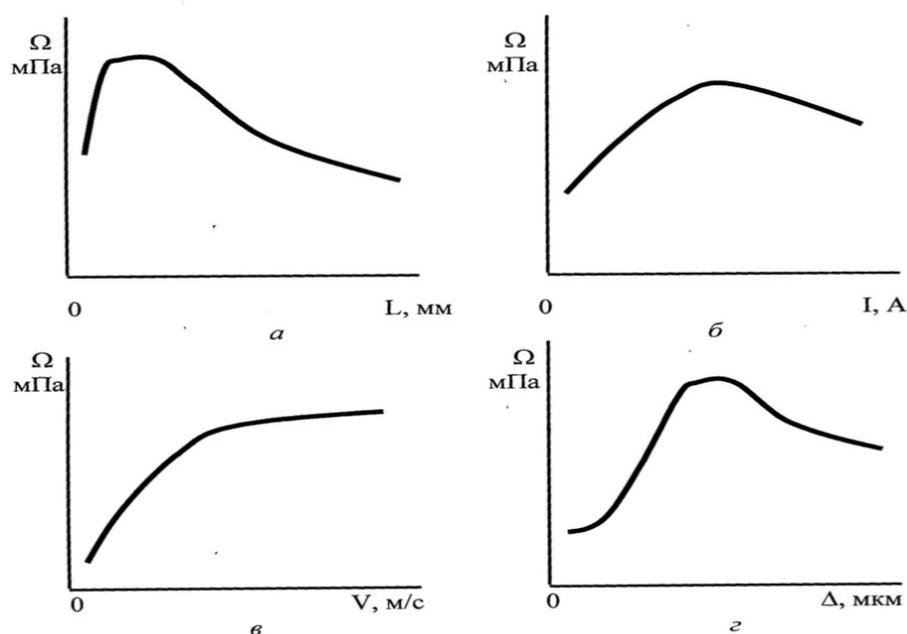


Рис. 3. Влияние дистанции напыления (а), тока дуги (б), скорости (в) и дисперсности частиц (г) на адгезию покрытия

Видно, что все зависимости носят нелинейный характер, причем указанные факторы влияют на материалы покрытий по-разному. С увеличением дистанции напыления частицы постепенно прогреваются и ускоряются, соответственно адгезия возрастает и проходит через свой максимум каждого напыляемого материала. При дальнейшем увеличении дистанции частицы тормозятся охлаждаются, так как выходят из зоны максимального воздействия плазменной струи. Соответственно при ударе о подложку они меньше деформируются, снижается площадка контакта и контактная температура. Это

приводит к снижению адгезии. При увеличении тока возрастает температура частиц и степень их прогрева, поэтому увеличивается площадь контакта частиц с подложкой вследствие их лучшего растекания, в конечном итоге адгезия увеличивается.

С увеличением скорости частиц адгезия сначала увеличивается существенно, а затем ее рост замедляется. Это связано с тем, что при больших скоростях частица растекается и становится тонкой, что сокращает время кристаллизации и из-за высокого градиента температур приводит к росту напряжений, которые снижают адгезию. При напылении мелких частиц они сильно прогреваются, однако обладают невысокой кинетической энергией, поэтому мало деформируются при ударе о подложку, напорное давление в контакте невелико и в конечном итоге мала прочность сцепления с подложкой.

При увеличении частиц возрастают их масса и силы инерции, поэтому частицы меньше тормозятся и с большой скоростью соударяются с подложкой. Это приводит к сильной деформации, увеличению площади контакта, возрастанию напорного давления и соответственно возрастанию адгезии.

#### Литература

1. Калганова С.Г., Лясников В.Н. Научные основы создания современных дентальных имплантатов с биоактивным покрытием // Новое в стоматологии. 1999. Т. 2. С. 24.
2. Improvement of plasma coatings used in medicine / Taran V.M., Lyasnikova A.V., Protasova N.V., Dudareva O.A. // Biomedical Engineering. 2012. Т. 46. № 4. С. 134-137.
3. Лясников В.Н., Протасова Н.В., Лепилин А.В. Электроплазменные покрытия в электронике, машиностроении и медицине / Саратов. гос. техн. ун-т. Саратов, 2014. 586 с.
4. Лясников В.Н., Протасова Н.В., Толмачев К.С. Плазмонапыленные материалы и покрытия. Свойства. Технология. Оборудование. Применение: учеб. пособие по специальным дисциплинам для бакалавров и магистров университетов / М-во образования и науки Российской Федерации, Саратов. гос. техн. ун-т. Саратов, 2012. 489 с.
5. Melnikova I.P., Lyasnikova A.V., Lyasnikov V.N. Physical bases of formation of nanostructured biocompatible coatings on medical implants // Russian physics journal. 2014. Т. 56. № 10. С. 1190-1197.
6. Исследование структуры биокерамических покрытий, полученных плазменным напылением гидроксипатита синтетического и биологического происхождения / Лясников В.Н., Лясникова А.В., Дударева О.А., Пивоваров А.В., Антонов И.Н., Папшев В.А. // Медицинская техника. 2011. № 4. С. 5-14.
7. Лясников В.Н., Верещагина Л.А. Биологически активные плазмонапыленные покрытия для имплантатов // Перспективные материалы. 1996. № 6. С. 50.
8. Сравнительная оценка биологических, физико-химических и биомеханических свойств металлических материалов внутрикостных имплантатов и покрытий на них / Протасова Н.В., Лясникова А.В., Дударева

О.А., Бутовский К.Г., Лясников В.Н. // Клиническая имплантология и стоматология. 2001. № 3-4. С. 107.

9. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Улучшение функциональных характеристик биосовместимых плазмонапыленных покрытий медицинских имплантатов путем повышения равномерности их пористой и стабилизации кристаллической структур // Биотехносфера. 2013. № 5-6. С. 56.

10. Лясникова А.В., Бутовский К.Г., Лясников В.Н. Современные технологии в производстве высокоэффективных дентальных имплантатов // Клиническая имплантология и стоматология. 2003. № 1. С. 23.

11. Lyasnikov V.N. Properties of plasma-sprayed powder coatings // Journal of Advanced Materials. 1994. Т. 1. С. 381.

12. Kurdyumov, A.A., Lyasnikov V.N., Shvachkina T.A. Hydrogen permeability of plasma-sprayed titanium coatings // Materials Science. 1983. Т. 19. № 3. С. 192-196.

## **ОПЕРАТИВНАЯ РЕГИСТРАЦИЯ И ДИАГНОСТИКА ПАРАМЕТРОВ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА ВО ВРЕМЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ**

Е.П. Матюхин

Научный руководитель: к.т.н., доцент С.Г. Гуржин

*Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань*

Для оперативной диагностики функционального состояния пациента в современном медико-биологическом приборостроении актуальными являются задачи по разработке и реализации бесконтактных методов сканирования физиологического состояния биологических объектов. К основным исследуемым параметрам относятся показатели деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем: частота сердечных сокращений, пульс, насыщение крови кислородом, частота дыхательных движений и другие.

В работе [1] рассматриваются некоторые бесконтактные методы регистрации физиологических параметров пациента на основе локации в радио- и оптическом диапазоне. Они имеют ряд недостатков в виде низкой чувствительности регистрации и помехозащищенности. Поэтому в дистанционной локации процессов сердечной и дыхательной деятельности человека в работе [2] определены ультразвуковые методы: фазовый, эхолокационный, импульсно-фазовый метод на основе биений. Они обладают существенными преимуществами, такими как получение высоких значений энергии при малой амплитуде, доступность ультразвуковых преобразователей на рынке радиоэлектронных изделий, технически простая реализация методов получения ультразвука без дорогостоящих технических решений.

Развитием фазового метода является способ регистрации процессов дыхания на основе ультразвуковых биений. Он описан в работе [3]. Для определения частоты дыхательных движений производится облучение грудной

клетки пациента сигналом суммой двух ультразвуковых частот ( $f_1$  и  $f_2$ ). При этом регистрируют изменения фазового сдвига между огибающими переданного и принятого сигналов:

$$\Delta\varphi(t) = (2\pi (f_1 - f_2) l(t)) / C,$$

где  $l(t)$  – функция колебаний участка тела пациента;  $\Delta\varphi(t)$  – функция изменения разности фаз;  $C$  – скорость распространения ультразвука в воздухе ( $C = 330$  м/с).

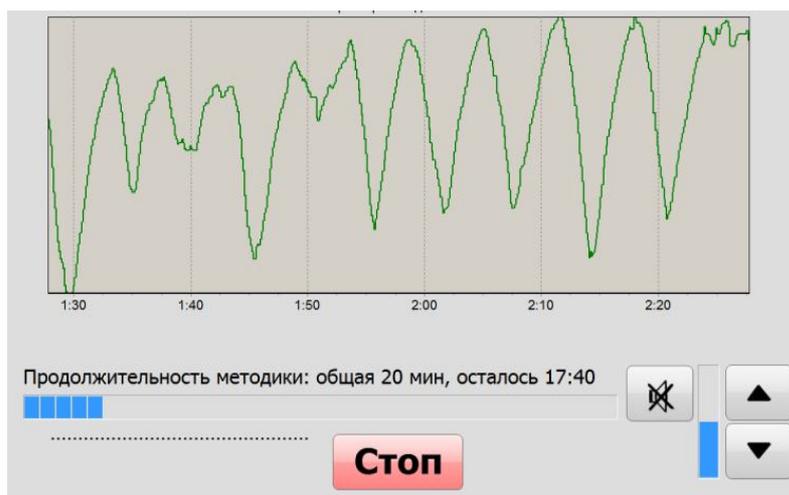
Импульсно-фазовый метод регистрации физиологических параметров пациента в тестовом режиме был реализован в канале оценки состояния дыхательной системы пациента в программно-аппаратном комплексе физиотерапии Мультимаг. Аппарат был представлен на выставке Здоровоохранение-2014 в г. Москве на стенде Минпромторга.

Он представляет собой устройство для лечения методами магнитотерапии, основанными на механизме воздействия низкоинтенсивными динамически изменяющимися магнитными полями сложной структуры на организм пациента. В восстановительной медицине аппарат успешно используется на базах лечебно-профилактических учреждений различных форм собственности. Магнитотерапия позволяет улучшить микроциркуляцию, нормализовать обменные процессы в организме, восстановить его резервы. Особенность аппарата – воздействие магнитными полями на весь организм пациента. В нем внедрен режим «биотехнической связи с пациентом», то есть возможность синхронизации воздействия с частотой пульса.

Актуальной задачей стала регистрация работы дыхательной системы: определение частоты дыхательных движений, а также установление зависимости эффективности лечения от фазы дыхания и экспозиции терапевтического воздействия.

Датчик для регистрации физиологических параметров пациента был смонтирован в крышку аппарата физиотерапии. Доброволец был расположен на ложементе так, как при проведении лечебной процедуры, при этом датчик находился на расстоянии примерно 20 см от пациента. На экране ПЭВМ программа отображает работу канала оперативной диагностики дыхательной системы. В режиме реального времени производится запись циклограммы дыхания пациента во время сеанса физиотерапии (см. рисунок). На рисунке представлена кривая дыхания, на которой можно отследить также наложенный на нее высокочастотный сигнал от деятельности сердца. По рисунку можно отчетливо увидеть фазы вдоха и выдоха, которые определены движениями грудной клетки – местом проекции ультразвукового воздействия от датчиков. По кривой можно определить частоту дыхательных движений – частоту дыхания. Неравномерность сигнала говорит о возможном движении пациента во время исследования.

Из полученной на рисунке информации становится понятно, что датчик, используемый в тестировании канала диагностики является очень чувствительным. Для реализации высокочувствительной и надежной бесконтактной регистрации деятельности дыхательной системы необходима разработка оптимальных приемопередающих ультразвуковых преобразователей, применение алгоритмов фильтрации сигнала.



Циклограмма дыхания пациента во время сеанса физиотерапии  
в режиме диагностика дыхания

В работе [4] рассматриваются вопросы повышения надежности ультразвуковой локации процессов дыхания в комплексной магнитотерапии. В качестве развития средств мониторинга дыхания предполагается использование фазированной ультразвуковой решетки, параметры которой можно будет подстраивать под особенности грудной клетки и специфики дыхания пациента.

Реализация методов и средств бесконтактной диагностики состояния пациента на основе ультразвуковых приемопередающих устройств может иметь широкий ареал использования – от диагностических приборов в аппаратах физиотерапии для оценки функционального состояния пациента во время сеанса лечения до систем контроля состояния операторов промышленных и подвижных объектов.

#### Литература

1. Радио и оптико-локационный контроль функционального состояния пациента хрономагнитотерапии / С.Г. Гуржин, Е.М. Прошин, Е.О. Путилин, А.В. Шуляков // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 7. С. 18-24.
2. Путилин Е.О. Ультразвуковые методы бесконтактной регистрации процессов сердцебиения и дыхания пациента комплексной хрономагнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 7. С. 12-20.
3. Прошин Е.М., Путилин Е.О. Бесконтактный мониторинг дыхания и сердцебиения пациента комплексной хрономагнитотерапии на основе ультразвуковых биений // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 7. С. 19-28.
4. Прошин Е.М., Путилин Е.О. Повышение надежности ультразвуковой локации процессов сердцебиения и дыхания в комплексной магнитотерапии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 7. С. 15-23.

---

---

## ПРИМЕНЕНИЕ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ДАТЧИКОВ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ *HELICOBACTER PYLORI*

Р.М. Нафикова

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

*Уфимский государственный авиационный технический  
университет, г. Уфа*

*Helicobacter pylori* – микроаэрофильная, грамотрицательная бактерия, паразитирующая в человеческом организме и провоцирующая заболевания пищеварительного тракта. Особенности этого микроорганизма позволяют ему быстро передвигаться, активно развиваться и легко выживать в губительной для других бактерий кислой среде желудка [1].

По данным федеральной службы государственной статистики в России в последние годы 10% населения из 100 тысяч, инфицированы данным микробом [2].

Поэтому весьма актуальным является построение информационно-измерительной системы для экспресс-диагностики хеликобактерной инфекции, которая позволит выявлять наличие инфицирования вышеназванной бактерией на ранних стадиях развития заболеваний.

Газоаналитический метод обладает несколькими неоспоримыми преимуществами по сравнению с другими методами. Он неинвазивен, что во много раз снижает требования к стерилизации, а также исключает возможность заражения пациента через медицинский инструмент. Благодаря простоте конструкции устройства и удобству в его обслуживании данный метод позволяет быстро устанавливать прибор в кабинете врача-гастроэнтеролога с минимальными затратами, либо делать прибор мобильным для проведения экспресс-диагностики [3].

Предлагаемое устройство состоит из трех основных узлов: блока полупроводниковых датчиков, многоканального АЦП и микроконтроллера.



Рис. 1. Структурная схема информационно-измерительной системы

В блоке датчиков 1 располагаются несколько полупроводниковых датчиков, чувствительных к разным газам. Показания датчиков фиксируются многоканальным АЦП 2, и затем передаются микроконтроллеру 3. Последний производит анализ полученных данных и корректирует показания основного (имеющего наибольшую чувствительность к аммиаку) датчика.

Процедура анализа состоит из двух этапов [4]. На первом этапе производится «холостая проба» – анализ выдыхаемого пациентом воздуха без каких-либо внешних воздействий на среду желудка. Показания датчиков фиксируются, и принимаются за опорную точку измерения. На втором этапе пациент принимает раствор мочевины, и по истечении 5-7 мин производится

повторный замер концентрации аммиака в выдыхаемом воздухе. Микроконтроллер вычисляет изменение концентрации относительно опорной и на основании этой разности формирует заключение о наличии либо отсутствии инфекции *Helicobacter pylori*.

Необходимо учесть, что одним из основных элементов измерительной системы является полупроводниковый датчик «с нагретым проводником» (hotwire). Рассмотрим зависимость показаний датчика TGS2620 от величин температуры и влажности.

Он предназначен для преобразования величины концентрации паров органических растворителей в величину постоянного напряжения, пропорциональную содержанию исследуемого компонента (этанол, метанол) в воздухе измеряемой области [5].

Для получения наиболее точных результатов следует устанавливать напряжение в соответствии с документацией на датчик, а также сохранять температуру и влажность неизменным при каждом изменении, либо учитывать изменение этих величин и корректировать вносимую этим изменением погрешность.

Преимущества сенсора TGS2620 – это высокая чувствительность к парам органических растворителей (этанол, метанол) и алкоголю, низкая стоимость, низкое энергопотребление.

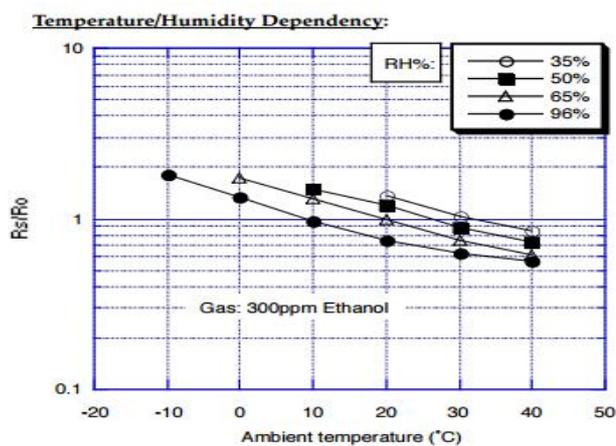


Рис. 2. Зависимость показаний датчика TGS2620 от температуры и влажности

Недостатки – это ограниченный срок служб и уменьшение чувствительности с течением времени. Кроме того, ряд газов и паров могут отравлять сенсор.

Повысить точность измерений можно с помощью явления перекрестной чувствительности.

Перекрестная чувствительность это, когда датчик, рассчитанный на измерение своих характеристик при воздействии определенного газа, также изменяет характеристики при воздействии другого газа. Влияние газообразных химических веществ на показания прибора особенно актуально в клинических условиях, где часто используют легко испаряющиеся дезинфицирующие вещества. Явление перекрестной чувствительности датчика TGS2620 приведено на рис. 3.

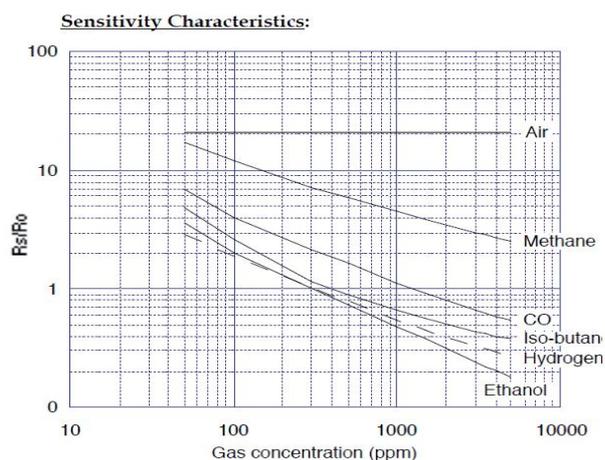


Рис. 3. Перекрестная чувствительность датчика TGS2620

Для уменьшения погрешности измерения необходимо применить несколько датчиков, чувствительных к разным газам. Это позволит корректировать показания системы при воздействии сторонних газов, а также информировать персонал о снижении качества показаний датчиков или выходе их из строя.

#### Литература

1. Медицинский портал «Хеликобактер пилори – симптомы и лечение» [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://mymedicalportal.net/234-helikobakter-pilori.html>
2. Федеральная служба государственной статистики, Здравоохранение в России официальное издание 2015. 29с.
3. Методы диагностики хеликобактериоза / под ред. А. В. Козлова, В. П. Новиковой. СПб.: Диалектика, 2008. 88 с.
4. Матанцев А. Б., Тимофеев А. О. Система диагностики поражения слизистой оболочки желудка штаммом *Helicobacter pylori* // Тинчурские чтения: 7-я Междунар. мол. науч. конф. Казань, 25–27 апр. 2012 г. Казань: КГЭУ, 2012. С. 163-164.
5. Sensorgas.ru «Датчик TGS262» [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.sensorgas.ru/tgs2620-c00-sensor-parov-organicheskikh-rastvoritelej.html>

## МИКРОВОЛНОВАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ ДЛЯ УРОЛОГИИ

А.А. Новов

Научный руководитель: к.т.н., доцент М.К. Седанкин \*

*Научный исследовательский университет*

*Московский энергетический институт, г. Москва*

*\* Московский технологический университет, г. Москва*

Рак предстательной железы (РПЖ) – это злокачественная опухоль, которая образуется в простате. Согласно докладу Всемирной организации здравоохранения, за 2014 год на территории Российской Федерации

заболеваемость РПЖ составила, по меньшей мере, 26000 случаев и находится на втором месте после рака лёгких у мужчин [1]. Клинические случаи РПЖ свидетельствуют о следующих осложнениях: кровоизлияние, сдавливание мочеиспускательного канала и метастазирование. Основные методы диагностики РПЖ – это пальцевое ректальное обследование простаты, анализ уровня простатического специфического антигена (ПСА) и трансректальное ультразвуковое обследование. Известно, что ткани опухоли обладают большим метаболизмом, чем окружающие её. В данной работе рассматривается применение микроволновой радиотермометрии для ранней диагностики РПЖ, исходя из того, что излучение биотканей в микроволновом диапазоне можно регистрировать и тем самым неинвазивно выявлять тепловые аномалии на глубине нескольких сантиметров [2]. В работе была разработана модель прибора для подобной диагностики и проведено моделирование для анализа её эффективности.

Для разработки радиотермометрии РПЖ проведены теоретические исследования применяемых медицинских антенн. Создана математическая модель радиотермометрии РПЖ (рис. 1). Проведено моделирование различных вариантов конструкции ВА для обследования ОМТ. Ввиду близости электрофизических параметров различных органов ОМТ, параметры БО заданы как  $\sigma=51.63$  См/м,  $\varepsilon=3.25$  (кишечник) [3]. На рис. 1 представлен однощелевой излучатель ВА, обращённый в толщу биологических тканей и отделённый от них втулкой толщиной 1,5 мм с диэлектрической проницаемостью  $\varepsilon=5$ . Высота биологической ткани над антенной составляет 30 мм. Эти геометрические параметры антенны выбраны в качестве исходных для дальнейших расчётов и оптимизации конструкции ВА. Корпус антенн (рис. 1) моделировался как полуцилиндр.

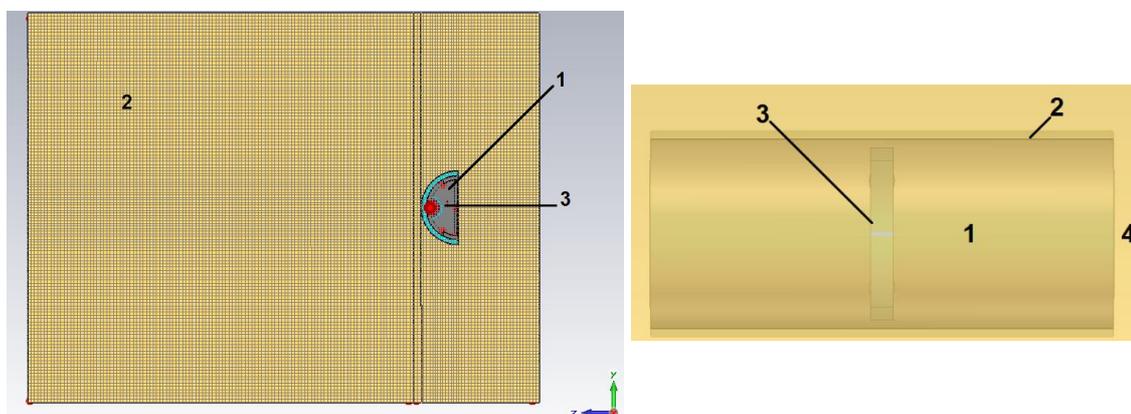


Рис. 1. Слева модель системы: 1 – антенна; 2 – биообъект; 3 – защитная втулка.  
Справа антенна: 1 – корпус излучателя, 2 – защитная втулка,  
3 – щель шириной  $s$ , 4 – БО

Для разработки оптимальной конструкции ВА для обследования ОМТ рассчитано ЭП антенны в ближней зоне для исследуемого БО. Первичный анализ вариантов ВА проводился по оценки КСВ антенн. В ходе моделирования были выполнены расчёты КСВ антенны для различных размеров  $s$  щели антенны и различных значений диэлектрических проницаемости защитной втулки. Оптимальный результат получен при  $s=2$  мм. Приемлемый результат получен

при  $\varepsilon=3$ , и с ростом диэлектрической проницаемости КСВ антенны немного ухудшается.

В итоге получены оптимальные параметры антенны: толщина щели излучателя 2 мм, внешний диаметр излучателя 16,5 мм, толщина защитной втулки 0,75 мм. Итоговый КСВ антенны представлено на рис.2.

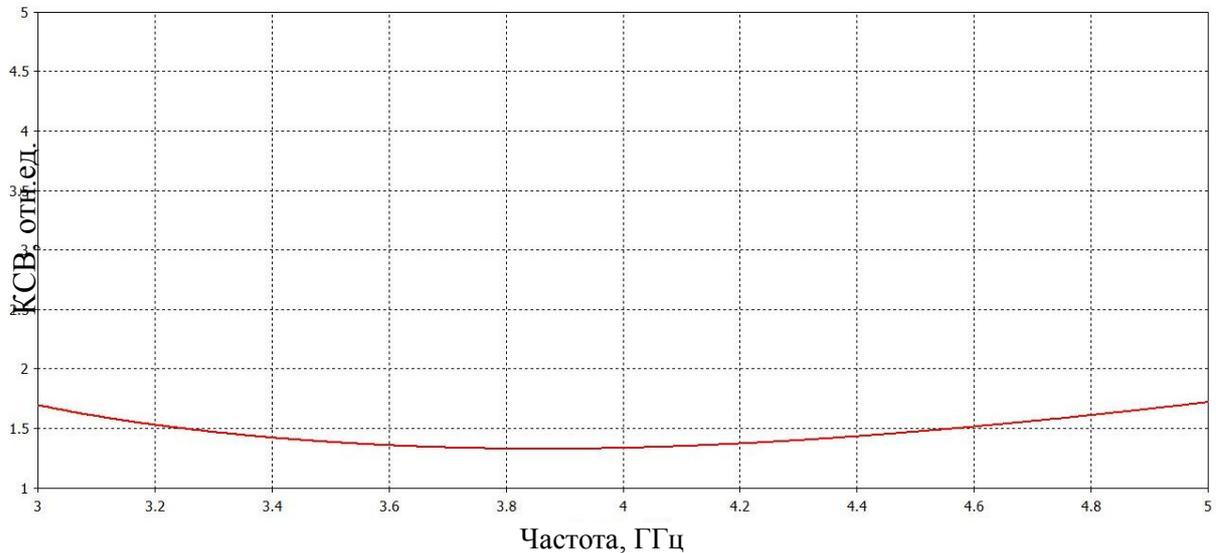


Рис. 2. Итоговый КСВ урологической щелевой антенны

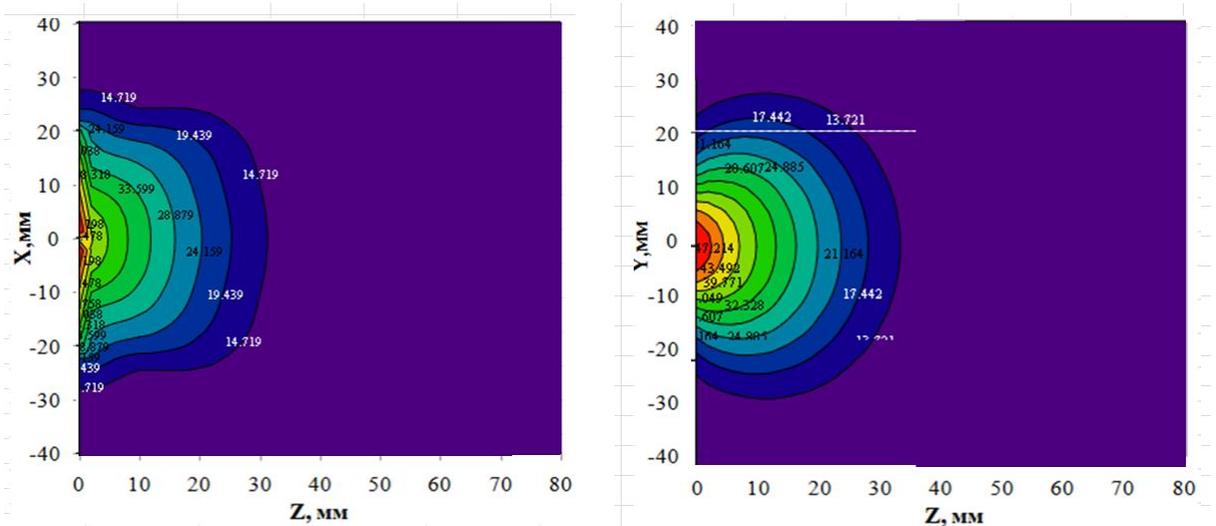


Рис. 3. Радиометрическая весовая функция антенны в плоскостях ZX и ZY

С помощью специального ПО, разработанного в ходе работы, был выполнен расчёт основных параметров и характеристик проектируемой антенны. На рис. 3 представлен график радиометрической весовой функции (РВФ) антенны в двух плоскостях, позволяющий интерпретировать область измерения внутренней температуры.

В результате выполненных работ (разработки математической модели радиотермометрии ОМТ, создания и оптимизации геометрии ВА, оценки и анализа КСВ антенны и технических характеристик, и параметров) выбрана наиболее оптимальная конструкция прибора на базе однощелевой антенны с вышеописанными размерами.

### Литература

1. Всемирная организация здравоохранения [Электронный ресурс] Данные ВОЗ по заболеваемости раком, 2014 год. URL: [http://www.who.int/cancer/country-profiles/rus\\_ru.pdf?ua=1](http://www.who.int/cancer/country-profiles/rus_ru.pdf?ua=1)
2. Седанкин М.К. Антенны-аппликаторы для радиотермометрического исследования тепловых полей внутренних тканей биологического объекта: дис. ... канд. техн. наук. М., 2013, 190 с.
3. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology*. 1996; 41:2271– 2293. [PubMed: 8938026].
4. A study of dielectric properties of proteinuria between 0.2 GHz and 50 GHz/ Mun, P. S. [et al.] // *PLOS ONE*. 2015. V. 10 (6). P. 12.

## АВТОРСКИЙ СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ ГЕМОСТАЗА

А.А. Одинокова, Е.И. Глинкин

Научный руководитель: д.т.н., профессор Е.И. Глинкин

*Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов*

На сегодняшний день совершенствуются методики и аппаратные решения для своевременной диагностики гемокоагуляционных осложнений и устранения ошибок. Однако все они должны быть максимально адекватны свёртыванию *in vivo*.

Для решения поставленной задачи была предложена математическая модель процесса свёртывания крови в явном виде с минимум информативных параметров [1-3], однозначно определяющие динамическую характеристику эксперимента.

Однако в медицинской практике встречаются условия, при которых информативные параметры (предельное напряжение или постоянная времени) определены неоднозначно [2]. В последнем случае один из параметров принимает вид функции, компенсирующей неопределённость второго параметра.

На основе предложенной модели авторами разработан способ определения состояния системы гемостаза [3], в котором неизвестным информативным параметром являлся параметр постоянной времени, а параметр предельного напряжения, в этом случае, принимал вид калибровочной кривой.

Авторами рассмотрен случай (подана заявка на изобретение 2016121490 от 31.05.2016), когда неизвестным информативным параметром является предельное напряжение, а постоянная времени принимает вид калибровочной функции, компенсирующей неопределённость предельного напряжения.

В рассмотренном способе определяют предельное напряжение крови  $U_0$  по калибровочной функции  $T_{0i}(u)$ .

Калибровку проводят априори для двух известных эталонных  $U_{эi}$  (рис.1 кривая 1) и измеренных  $U_i, i = \overline{1,2}$  (рис. 1 кривая 2) значений верхней и нижней границ адаптивного диапазона процесса гемостаза. У пациентов с известным значением амплитуды напряжения крови  $U_{э1}, U_{э2}$  для интервалов времени измерения  $t_1$  и  $t_2$  регистрируют измеренные значения амплитуды напряжения крови  $U_1$  и  $U_2$ . Калибровочной характеристикой служит характеристика  $T_{0i}$  (рис. 2) постоянной времени, компенсирующая неопределенность предельного напряжения  $U^*$ , выбранного произвольно, и связывающая эталонную  $T_{эi}$  и измеренную  $T_i$  зависимости за счет нормирования измеренных значений известными

$$T_{0i} = \frac{t_i}{\frac{t_i}{T_0} + \ln\left(\frac{U_{эi} \cdot U^*}{U_i \cdot U_0}\right)} \quad (1)$$

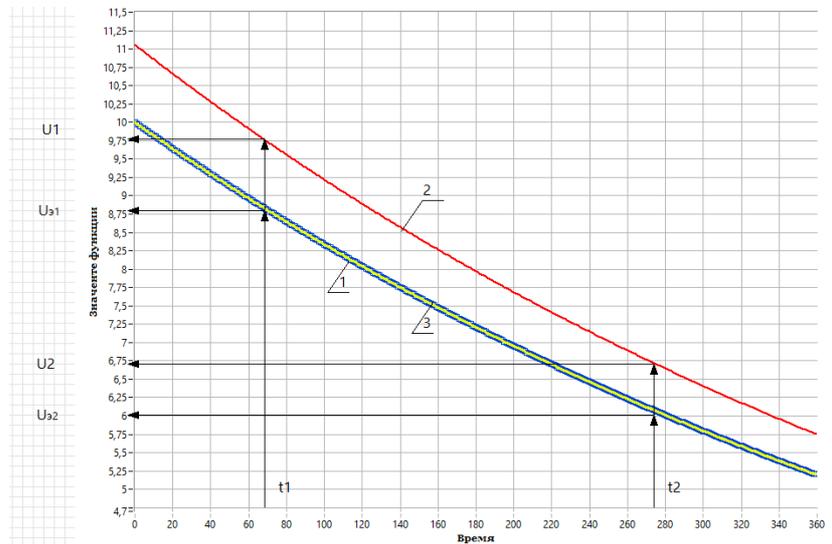


Рис. 1. Графики функций: кривая 1 – эталонная, кривая 2 – измеренная, кривая 3 – откалиброванная характеристики

По калибровочной характеристике  $T_{0i}$  восстанавливают характеристику  $U_i$  тождественную эталонной

$$U_i = U^* \cdot \exp\left(\frac{-t_i}{T_{0i}}\right),$$

которая максимально приближена к эталонной кривой  $U_{эi}$ :

$$U_{эi} = U_0 \cdot \exp\left(\frac{-t_{эi}}{T_0}\right).$$

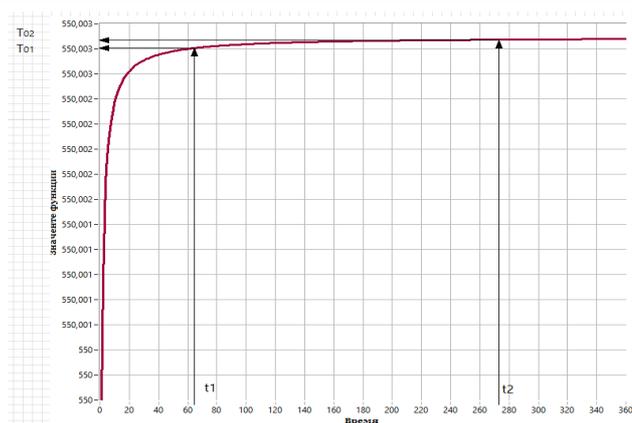


Рис. 2. Калибровочная функция

По калибровочной характеристике  $T_{0i}$  находят действительные значения предельного напряжения крови  $U_0$  и постоянной времени  $T_0$ , которые являются информативными параметрами, доставляющими оптимум калибровочной характеристике.

Для действительных информативных параметров строят (аппроксимируют) калибровочную характеристику  $T_{0i}$  (1) (рис. 2), по которой находят откалиброванную характеристику  $T_{di}$  (рис.1 кривая 3), тождественную эталонной искомой характеристике.

По найденным информативным параметрам определяют начало и конец процесса свертывания крови.

Полученные значения начала и конца процесса гемокоагуляции сравнивают по величине с одноименными параметрами процесса гемокоагуляции здоровых людей. При обнаружении разнонаправленных отклонений от нормы диагностируют нарушение функционального состояния системы гемостаза.

Оценка метрологической эффективности показала, что за счёт использования калибровочной функции снижает методическую погрешность на десятки порядков, а оперативность сокращает в несколько раз, что позволит в значительной степени повысить точность диагностики нарушений в определении времени свёртывания крови.

#### Литература

1. Одиноква А.А. Разработка способа определения функционального состояния системы гемостаза // Новые информационные технологии: тез. докл. I Международной студенческой школы-семинара. М.: МИЭМ НИУ ВШЭ, 2013. С. 238.

2. Одиноква А.А. Компьютерный анализатор определения времени свертывания крови // Биотехнические медицинские и экологические системы и комплексы: материалы конференции. Рязань: РГРТУ, 2014. С. 119-120.

3. Патент РФ по заявке №2013145132, МПК G01N 33/86 Способ определения функционального состояния системы гемостаза / А.А.Одиноква, Е.И. Глинкин и др. от 03.02.2015.

---

---

**БИОДЕГРАДИРУЕМЫЕ ПОЛИМЕРСОДЕРЖАЩИЕ  
ЛЕКАРСТВЕННЫЕ КОМПОЗИТЫ В ЛЕЧЕНИИ  
ДЕГЕНЕРАТИВНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ**

С.Н. Павлинич

*Медицинский центр Falck, г. Владивосток  
Федеральное государственное казенное учреждение  
«1477 Военно-морской клинический госпиталь» МО РФ, г. Владивосток*

Вопросы лечения нейродегенеративных заболеваний нервной системы, актуальны в настоящее время, и требуют современных подходов, с целью создания комбинированных препаратов для таргетной доставки лекарственных веществ к месту дегенеративных изменений [1].

В патологии человека особое место занимают нейродегенеративные болезни, при которых прямо или опосредованно могут затрагиваться и моторные нейроны спинного мозга. К ним относятся болезнь Паркинсона, болезнь Альцгеймера, боковой амиотрофический склероз.

При болезни Альцгеймера поражается преимущественно головной мозг, проявляется ухудшением памяти, восприятия, суждения, речи в пожилом возрасте. В ткани головного мозга обнаруживаются нерастворимые агрегаты амилоидного бета-белка (Ab) и нейрофибриллярных клубков, состоящих из агрегатов гиперфосфорилированного tau-протеина. Окисленное железо ( $Fe^{+++}$ ) связывается с гиперфосфорилированным tau, после чего переходит в закисное ( $Fe^{++}$ ). Это вызывает производство нейрофибриллярных клубков (NFT). Железо-редокс комплексы ( $Fe^{++}/Fe^{+++}$ ) располагаются бляшками амилоидного бета (Ab) протеина и нейрофибриллярных клубков (NFT) в коре головного мозга и вызывают деградацию в нейритных синусах [2].

При боковом амиотрофическом склерозе в спинном мозге дегенерация мотонейронов сочетается с перевозбуждением N-метил-D-аспартат рецепторов (NMDAR) вставочных нейронов. Синаптическая токсичность связывается с избыточным поступлением  $Ca^{++}$  и недостаточной его буферизацией. В наследуемых случаях обнаруживают мутации генов (SOD 1,2,3 и др.), кодирующих функционально важные белки, которые вовлечены в транскрипционное регулирование, созревание и транспорт молекул mRNA и инактивацию токсических продуктов в протеосомах [2]. Среди многих причин смерти нейронов подчеркивается возможность нарушения кооперативных связей нейронов с астроглиальными элементами, и недостаточностью нейротрофических факторов, требующих внешнего замещения нейропептидами.

Болезнь Паркинсона интерпретируется как сложное повреждение нервной системы, в котором затронуты преимущественно допаминовые нейроны. Признаки болезни разнообразны, и включают преклинические немоторные проявления и клинические моторные отклонения. Как предполагают ученые, имеется ассимиляция nigrostriatal дегенеративных механизмов с extranigral дегенеративными механизмами. В то время как nigrostriatal дегенеративные вырождения ответственны за основы, огромное большинство других изменений в дискретных центральных, периферийных и брюшных ядрах нервной системы

вместе характеризуют фенотип болезни. Как *extranigral* участок вырождения при болезни Паркинсона выступает повреждение спинного мозга, которое отражает прогрессирование болезни, и представляют область потенциальной терапевтической цели для таргетной доставки веществ [3].

Исследования таргетного релиза лекарственных веществ активно ведутся в медицинской науке с 2000 годов [1, 4, 5]. Биомедицинские технологии доставки полимер-лекарственных комплексов всемирно признаны и, активно развиваются в последние годы в сфере прикладной медицинской инженерии [1, 5]. Среди часто используемых вариантов практического применения специфических таргетных лекарственных систем встречаются: пассивный таргетинг, основанный на пролонгированном выделении вещества из комбинированного покрытия в кровь и дальнейшем увеличении его концентрации в плазме крови, и активный таргетинг, включающий комплексное лиганд-взаимодействие вещества с покрытием из полимера в виде искусственно созданных структурированных наночастиц [4].

В качестве композитов используют, как правило, биodeградируемые полимеры с заданными свойствами в комбинации с активным лекарственным компонентом [4, 5]. В базовой своей основе выбирают определенную технологию создания комплексной структурированной формы полимера с заданными свойствами под отдельный лиганд – элюируемый лекарственный компонент с действующим активным веществом. Для лекарственного таргетинга используют полимеры – алифатические полиэстеры: специфичные гидрофобные полилактикислоты (PLA); более гидрофильные полигликолевые кислоты (PGA) и их ко-полимеры – полилактикогликолевые кислоты (PLGA).

Деградирующие свойства перечисленных полимеров разнятся и варьируются от нескольких дней, как у PGA, до нескольких месяцев, как у PLA. Ко-полимеры PLGA легко поддаются вариативным манипуляциям с лекарственным лигандом, и комплексы – наночастицы, созданные на их основе, активно используются для медицинских технологий и лечения людей [5]. Биodeградируемые комплексные наночастицы образуются путем искусственного инжиниринга из эмульсии полимера с лекарственным препаратом, диспергированным в полимерной матрице, при этом полимерные PEG / PLGA группы сориентированы снаружии амфифильными участками.

Биodeградируемые наночастицы могут быть сформированы в маленькие структуры до 80-100 нм по размеру, которые инкапсулируют либо гидрофильные лекарственные вещества в своем внутреннем пространстве, или гидрофобные лекарственные композиты внутри слоя, образованного внешней оболочкой полимера [4, 5]. Модификация поверхности частиц слоем полимера – полиэтилен гликолем (PEG), или PLGA предотвращает быстрое взаимодействие вещества с белками плазмы, и клетками ретикулоэндотелиальной системы, и пролонгирует время циркуляции композитных частиц в крови, обеспечивая таргетинг.

Так, Т.М. Fahmy с соавторами при изучении *in vitro* таргетной доставки веществ, было установлено, что липид-содержащие лиганды совместимы с PLGA – полимерной основой и успешно доставляются к нервным дендритам; а лиганд с пептидомиметической основой в сочетании с PEG/PLGA полимерным

композитом совместим с препаратами, воздействующими на нервные клетки мозга [5].

В сфере экспериментальной неврологии и медицинской биоинженерии вызывают широкий интерес комплексы нейрон-пептидов, которые могут быть использованы для заместительной таргетной регенерации и стимуляции роста мотонейронов спинного мозга.

Так, экстракт коры надпочечников свинных или фетальных клеток животных готовят по принципу органных препаратов. Использование данного экстракта позволяют повысить эффективность стимулирования синтеза «substantia Nissl» (аналог черной субстанции) в мотонейронах спинного мозга, которые обладает способностью нейтрализовать токсические продукты и свободные радикалы, образующиеся в процессе активной деятельности, а также повысить рост отростков, обеспечивающих межклеточные коммуникационные связи, и активацию внутриклеточной гранулярной эндоплазматической сети [6].

Аналогом по свойству потенциальным таргетным средством, для лечения дегенерирующих заболеваний периферической нервной системы, выступает *стефаглабрина сульфат (Stphaglabrini sulfas)* – сульфат алкалоида стефарина, выделенного из клубней стефании гладкой (*Stephania glabra (Rob) Miers, сем. луносемянниковых (Menispermaceae)*). Исследования показали, что стефаглабрин сульфат обладает специфической ингибирующей активностью на развитие соединительной ткани, предотвращая образование рубца при повреждении нерва, и может стимулировать рост шванновских клеток с последующим восстановлением миелиновой оболочки поврежденного нервного волокна [7].

В заключение необходимо отметить, что изучение вопросов лекарственного таргетинга с целью лечения дегенеративных заболеваний нервной системы является перспективным и востребованным и требует тщательной всесторонней оценки биотрансформации и биосовместимости таргетных лекарственных полимерсодержащих композитов на этапах перед клиническим использованием.

#### Литература

1. Tarek M. Fahmy et al. Targeted for drug delivery. Nanotoday 2005, Aug: 18-26; ISSN:1369 7021
2. Sun Ch, et coauth. Allopregnanolone Increases the number of Dopaminergic Neurons in Substantia Nigra of Triple Transgenic Mouse Model of Alzheimers Disease. Curr. Alzheimer Res. 2012, May 1, 9(4): 473-480.
3. Knarvan V.H., et al. Tracking extranigral degeneration in animal models of Parkinsons disease. J Neurochem, 2011, Aug; 118(3):326-38.
4. Pavlinich S., et al. In Vitro Drug Release and Hemocompatibility of Biodegradable Plga/Peg Coated Paclitaxel-Eluting Stents, Advanced Materials Research, Vol. 651, pp. 49-53, 2013
5. Arias J. Nanotechnology and drug delivery. Vol. 2. 2015.
6. <http://www.findpatent.ru/patent/252/2522243.html>
7. <http://www.findpatent.ru/patent/235/2355413.html>

## ИССЛЕДОВАНИЕ АНТИМИКРОБНОЙ АКТИВНОСТИ ЭКСТРАКТА АНТОЦИАНОВОЙ КУКУРУЗЫ ЛИНИИ ПУРПУРНАЯ САРАТОВСКАЯ

В.В. Рогожин, А.Д. Навлютов

Научные руководители: к.биол.н. Ю.А. Беляченко,  
д.биол.н., профессор Н.В. Полуконова \*

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

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

Созданная на кафедре генетики Саратовского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского линия кукурузы обыкновенной Пурпурная Саратовская (ПС) предложена в качестве сырья для получения принципиально нового пурпурного красителя для фармацевтической и пищевой промышленности, источника биологически активных веществ – флавоноидов, включая антоцианы, и других фенольных соединений [1]. Экстракт данного вида растительного сырья характеризуется простотой получения, возможностью его длительного хранения, отсутствием токсичности, канцерогенных и мутагенных свойств [2, 3].

Наличие биологически активных веществ в составе экстракта определяет целый ряд его полезных фармакологических свойств [1, 2, 4, 5], которые требуют проведения более детальных исследований. Целью данной работы явилась количественная оценка антимикробной активности экстракта кукурузы линии ПС, содержащего флавоноиды, в отношении двух тест-штаммов – *Escherichia coli* 113-13 и *Staphylococcus aureus* 209P.

Экстракт готовили по методике спиртовой экстракции с последующим осаждением неполярных веществ хлороформом [2]. Экспериментальная работа проводилась с применением стандартных микробиологических методов. Использовались суточные культуры *E. coli* и *St. aureus*, взвесь которых готовилась в стерильном физиологическом растворе в соответствии со стандартом мутности на 10 ед. (1 млрд. КОЕ/мл). Микроорганизмы культивировали в пробирках с мясопептонным бульоном, содержащих различные концентрации экстракта (1-6 мг/мл) в условиях термостата (при 37 °С). Исходные концентрация микробной взвеси в пробирках составляли 10<sup>5</sup> КОЕ/мл. По истечении 24 ч культивирования 0,1 мл содержимого пробирок высевали на чашки Петри с мясопептонным агаром и снова помещали в термостат на 24 ч, после чего проводился подсчет количества выросших колоний.

На рис. 1 приведены средние значения количества бактерий *E. coli*, культивируемых на мясопептонном бульоне с концентрациями экстракта, равными 3, 4, 5 и 6 мг/мл. Столбцы диаграммы для концентраций 1 и 2 мг/мл не приводятся в связи с тем, что при данных концентрациях экстракта отмечается сплошной рост колоний.

При концентрациях экстракта от 3 до 6 мг/мл наблюдалось значительное подавление роста колоний, что позволяет говорить о бактериостатическом эффекте, возрастающем по мере увеличения концентрации экстракта.

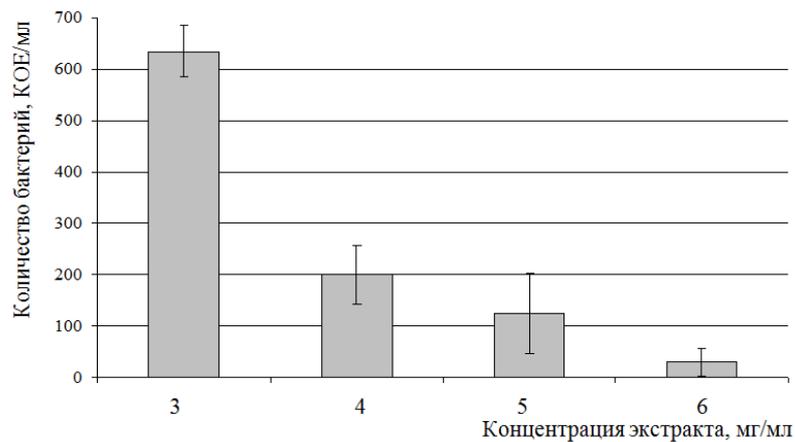


Рис. 1. Среднее количество бактерий *E. coli* на средах с различными концентрациями экстракта антоциановой кукурузы

Аналогичная серия экспериментов была проведена для тест-штамма *St. aureus* (рис. 2). При наименьшей концентрации экстракта (1 мг/мл) также был отмечен сплошной рост колоний. При концентрациях от 2 до 6 мг/мл проявляется бактериостатическое действие экстракта, которое, как и в предыдущей серии экспериментов, значительно выражено при более высоких его концентрациях.

В целом для серии экспериментов со штаммом *St. aureus* характерно значительно большее количество колоний во всех вариантах по сравнению с таковой для *E. coli*. Это может указывать на большую интенсивность роста данной тест-культуры вследствие ее биологических особенностей и, возможно, большей устойчивости к действию исследуемого экстракта. Однако при этом для стафилококка все же отмечается эффективность антимикробного действия при меньшей пороговой концентрации (2 мг/мл), чем для *E. coli* (3 мг/мл).

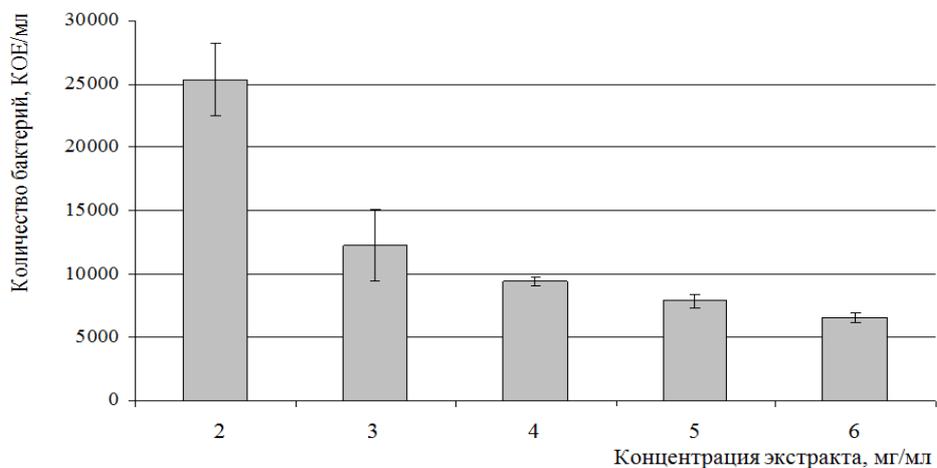


Рис. 2. Среднее количество бактерий *St. aureus* на средах с различными концентрациями экстракта антоциановой кукурузы

Таким образом, можно сделать вывод о наличии бактериостатического действия экстракта антоциановой кукурузы линии ПС в отношении тест-штаммов *E. coli* и *St. aureus* при его концентрации не ниже 2 мг/мл, при этом следует отметить прямую зависимость эффективности действия экстракта от его концентрации – чем больше концентрация, тем сильнее эффект. В исследованном диапазоне концентраций экстракта наиболее эффективное его действие в отношении обоих исследованных тест-штаммов отмечается при концентрации 6 мг/мл. При концентрациях 2-3 мг/мл экстракт проявляет наименее выраженную антимикробную активность. При концентрации 1 мг/мл подавления роста обоих тест-штаммов не отмечается.

Полученные данные указывают на возможность применения экстракта или его отдельных компонентов для подавления роста микроорганизмов. Целесообразным будет проведение дальнейших экспериментов, направленных на изучение антимикробного действия экстракта при больших его концентрациях (от 6 мг/мл) и в отношении других штаммов микроорганизмов, а также выяснение вклада конкретных химических компонентов экстракта в его итоговое антимикробное действие.

#### Литература

1. Анализ химического состава и биологических свойств спиртового экстракта растительного сырья гибридной формы кукурузы *Zea mays* L. / Н.В. Полуконова и др. // Фармобразование 2010: материалы IV Всерос. науч.-метод. конф. с междунар. участием. Воронеж, 2010. С. 306-311.
2. Пат. 2482863 РФ. Способ получения сухого экстракта из растительного сырья, обладающего биологической активностью / Н. В. Полуконова и др. Заявка № 2012105384/15 от 15.02.2012. Опубл. 27.05.2013. Бюл. № 15.
3. Токсикологическая, канцерогенная и мутагенная безопасность антоциановой формы кукурузы как источника красного красителя / Н. В. Полуконова и др. // Бюл. Бот. сада СГУ. Вып. 9. Саратов, 2010. С. 158-162.
4. Effect of extracts of *Gratiola officinalis* and *Zea mays* on the tumor and the morphology of the internal organs of rats with trasplanted liver cancer / N. A. Navolokin et al. // Russian Open Medical Journal. 2012. Vol. 1. № 2. P. 0203.
5. Фармакогностическое и фармакологическое исследование сырья кукурузы, содержащей биофлавоноиды, и перспективы использования лекарственных средств на его основе / А. А. Смирнова и др. // Лекарственные растения: фундаментальные и прикладные проблемы: материалы I Междунар. науч. конф. Новосибирск, 2013. С. 408-411.

---

---

## СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ПАЦИЕНТА В КЛИНИКЕ

М.А. Рогозина

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

*Вологодский государственный университет, г. Вологда*

Развитие современных научных исследований в области медицины возможно лишь при условии комплексного подхода, основанного на привлечении разработок фундаментальных медико-биологических, естественных и точных наук, а также новых технологических решений в области управленческих, медицинских и информационных технологий [1].

В настоящее время получают широкое распространение автоматизированные информационные системы с встроенными функциями биомедицинского мониторинга, основное предназначение которого направлено на раннюю диагностику заболеваний и проведение динамического наблюдения за лечебным процессом [2].

Термином мониторинг пациентов описывается измерение признаков жизни и функционирования органов пациента специальным устройством с автоматическим обнаружением и оповещением об опасных для жизни условиях. Актуальность таких систем заключается в комплексном подходе регистрации физиологических параметров организма больных с помощью датчиков.

Цель работы: провести анализ и оценить уже существующие системы мониторинга состояния пациента, чтобы выбрать наиболее разработанные и стабильно актуализируемые.

Для достижения поставленной цели проводили сравнительный анализ систем мониторинга пациента.

Обычное электронное устройство измерений и мониторинга стало многофункциональной программно-управляемой системой с обширными возможностями сбора и хранения данных, которые используются для диагностики, а также для принятия решений о назначении лечения и мониторинга эффекта лечения.

Для пользователей основной приоритет имеет лёгкость в общении с монитором, включая их универсальность в применении и надежность всех измерений и сигналов оповещения.

Системы мониторинга пациентов применяются, главным образом, в специализированных операционных. Мониторы используются на регулярной основе в отделениях и палатах, которые принимают пациентов из отделений интенсивной терапии на очень ранних этапах.

Важная функция монитора заключается в подаче звуковых и зрительных сигналов оповещения на трех разных уровнях. Уровни сигналов оповещения должны звучать по-разному, для того чтобы персонал был способен распознавать сигналы оповещения медицинского оборудования.

В памяти хода измерения параметров все измеренные значения сохраняются монитором. Как правило, сохраняются средние поминутные значения постоянно измеряемых параметров в последние сутки.

С помощью сети центральные станции мониторинга осуществляют подачу зрительных и звуковых сигналов оповещения на центральные рабочие станции и обеспечивают обзор состояния подключенных пациентов с использованием одного или более экранов.

На сегодняшний день существует большое разнообразие мониторов, и мы рассмотрим только небольшую их часть:

1) Транспортные мониторы.

Этот монитор является переносным, со встроенным дисплеем, который может быть закреплен на больничной или транспортной койке, и используется с питанием.

2) Устройства телеметрии.

Это переносные передатчики для беспроводного мониторинга пациентов в конкретной зоне покрытия антенной системы, установленной на территории клиники. Такие устройства переносятся самими пациентами.

3) Модульные мониторы.

Функциональность этих мониторов является легко расширяемой путем замены или добавления модулей для отслеживания дополнительных параметров. Эти мониторы имеют встроенный или отдельный экран, часто используются в стационарном положении у койки пациента.

4) Информационные мониторы с устройствами для транспортировки.

Модульные мониторы, предназначенные для транспортировки по больнице, оснащены логически соединенным панельным медицинским ПК. Он выполняет задание информационного портала для врачей и медсестер и обеспечивает доступ ко всей доступной в электронном виде информации, имеющейся в больнице о пациентах.

5) Фетальный монитор.

Предназначен для диагностики состояния плода и определения жизненно важных показателей матери во время родов, а также и в период беременности.

Сравнительная характеристика систем мониторинга пациента представлена в таблице.

Сравнительная характеристика систем мониторинга

Тип мониторинга	Модульный монитор	Транспортный монитор	Информационный монитор с устройством для транспортировки	Устройства телеметрии	Фетальный монитор
Количество измеряемых параметров	До 12	До 6	До 12	До 3	До 12
Встроенная аккумуляторная батарея	Более 6 часов	До 8 часов	До 6 часов	До 26 часов	6 часов
Точность измерения параметров	1%-2%	2%-3%	2%-3%	2%-3%	1%-2%
Надежность и долговечность модели	10-15 лет	Не менее 4 лет	Более 5 лет	5 лет	5 лет
Связь	Автономные или сетевые	Автономные или сетевые	Автономные или сетевые (проводные и беспроводные), возможность подключения к центральной станции	Автономные с использованием беспроводной радиосети WLAN	Автономные или сетевые, возможность подключения центральной системы мониторинга через встроенный порт связи

Судить о том, какой тип монитора лучше, будет неправильно, т.к. они относятся к разным областям применения и условиям эксплуатации. Но одно сказать можно: чем больше измеряемых жизненно важных параметров присутствует в аппарате, тем эффективнее и правильнее будет оказана помощь.

На основе проведенного нами анализа можно сделать вывод о том, что в различных областях применения систем мониторинга существует свой наиболее разработанный и стабильно актуализируемый монитор пациента, но с большим количеством измеряемых жизненно важных параметров.

#### Литература

1. Концепция развития системы здравоохранения в Российской Федерации до 2020 г. п. 2.7. Информатизация здравоохранения, п. 4.2.6. Инновационное развитие здравоохранения.

2. Попова Г.М., Дятчина И.Ф. Методика организации системы наблюдения за состоянием пациентов // Информационные технологии и вычислительные системы. 2013. № 3. С. 84-95.

### **УПРАВЛЕНИЕ БИОТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ УСТАНОВКОЙ ПО ВЫРАЩИВАНИЮ БАКТЕРИЙ НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ**

Н.В. Синицина

Научный руководитель: к.т.н., доцент А.Н. Варнавский

*Рязанский государственный радиотехнический  
университет, г. Рязань*

Биотехнические системы представляют собой совокупность биологических и технических элементов, связанных между собой в едином контуре управления. В результате интеграции биологии и технических наук конструирование оборудования для реализации биотехнологических процессов стало специализированной областью биотехнологии, называемой биоинженерия. Аппаратурное оформление технологических процессов производства продуктов биотехнологии и прежде всего микробиологического синтеза весьма разнообразно и во многом специфично. Чем больше производительность аппарата, тем меньше требуется сложных автоматических приборов контроля и регулирования параметров процесса, запорной аппаратуры, трубопроводов и др. Оборудование должно быть рассчитано на проведение непрерывных процессов, поскольку это создает возможность интенсифицировать и автоматизировать биотехнологические процессы [1].

Биотехнологическая установка состоит из стандартных модулей, которые осуществляют типовые операции.

В зависимости от требований к температурному режиму бактерии разделяют на три группы:

– Мезофильные бактерии лучше всего растут в пределах 20-40 °С; к ним относят большинство патогенных для человека микроорганизмов.

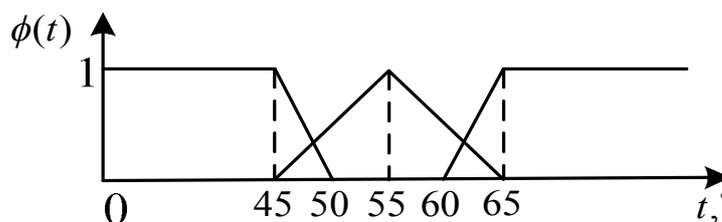
– Термофильные бактерии лучше растут при 50-60 °С.

– Психрофильные бактерии предпочитают расти в интервале температур от 0 до 10 °С [1].

Предлагается использовать систему управления, основанную на нечеткой логике, которая учитывает неоднозначность поступающих исходных данных. Достоверность классификации определяется показателем степени принадлежности лингвистической переменной (ЛП) к тому или иному лингвистическому высказыванию (ЛВ).

Рассмотрим биотехническую систему для термофильных бактерий. В качестве исходных данных система нечеткого логического вывода СНЛВ использует данные о температуре, которую необходимо поддерживать для созревания бактерий. Для задания структуры СНЛВ необходимо определить: входные и выходные ЛП; функции принадлежности (ФП) для каждого из ЛВ, значения которых могут принимать ЛП; правила нечетких продукций [2]. Входными данными являются показания с датчиков температуры  $t$  и кислорода  $\lambda$ .

Функции принадлежности для входных данных имеют следующий вид (рисунок):



Функции принадлежности для входных данных

В данном случае (см. рисунок) функции принадлежности имеют следующий вид:

$$\phi_1(t) = \begin{cases} 1, & \text{если } t \leq 45; \\ -0,2t + 10, & \text{если } 45 \leq t \leq 50; \\ 0, & \text{если } t \geq 50 \end{cases}$$

$$\phi_2(t) = \begin{cases} 0, & \text{если } t \leq 50; t \geq 60; \\ 0,2t - 10, & \text{если } 50 \leq t \leq 55; \\ -0,2t + 12, & \text{если } 55 \leq t \leq 60 \end{cases}$$

$$\phi_3(t) = \begin{cases} 0, & \text{если } t \leq 60; \\ 0,2t - 12, & \text{если } 60 \leq t \leq 65; \\ 1, & \text{если } t \geq 65 \end{cases}$$

Входные лингвистические переменные будем определять по диапазонам условий – благоприятные условия для выращивания от 45 до 65 градусов, неблагоприятные при температуре ниже 45 или выше 65 градусов.

Выходные лингвистические переменные будем определять следующим образом: Up – повысить температуру, Dw – снизить температуру, NC – не изменять температуру.

Если температура с датчиков снижается ниже 45 градусов, то ее необходимо повысить, если температура становится выше 65 градусов, то ее необходимо снизить.

В процессе работы системы происходит определение степени принадлежности лингвистических переменных к соответствующим термножествам, в результате чего происходит определение степени истинности каждого правила. Из всех правил выбирается то, степень истинности которого принимает максимальное значение. В соответствии с этим правилом и осуществляется корректировка температуры созревания.

Таким образом, получая комбинации входных лингвистических переменных система, на основе нечеткой логики будет формировать выходные лингвистических переменных, влияющие на процесс выращивания.

#### Литература

1. Современные проблемы и методы биотехнологии / Войнов Н. А., Волова Т. Г., Зобова Н. В., Маркова С. В., Франк Л. А., Шишацкая Е. И., под науч. ред. Воловой Т. Г. Красноярск : ИПК СФУ, 2009. 418 с.
2. Пивкин В. Я., Бакулин Е. П., Кореньков Д. И. Нечеткие множества в системах управления: метод. пособие / Новосиб. гос. ун-т, Физ. фак-т. Новосибирск, 1997. 40 с.

### **ДИАГНОСТИКА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ КОНТУРОВ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ В УСЛОВИЯХ ПЛЕГИИ И ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ**

Т.А. Галушко<sup>\*</sup>, В.В. Сказкина<sup>\*</sup>, Э.А. Манафова<sup>\*</sup>,  
С.А. Миронов<sup>\*\*</sup>, В.А. Шварц<sup>\*\*\*</sup>

Научный руководитель: к.м.н., доцент В.А. Шварц

*<sup>\*</sup>Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

*<sup>\*\*</sup>Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, г. Саратов*

*<sup>\*\*\*</sup>Научный центр сердечно-сосудистой хирургии имени А.Н. Бакулева Российской академии медицинских наук, г. Москва*

Проведено исследование динамики и особенностей взаимодействия 0.1 Гц систем вегетативной регуляции тонуса артериальных сосудов и частоты сердечных сокращений, представляющих фундаментальный интерес и имеющих важное прикладное значение [1-10]. В данном исследовании проводился анализ данных, полученных в ходе кардиохирургических операций и включающих этап поддержания работы организма в условиях искусственного кровообращения (ИК) при изолированном от сосудов сердце и этап плегии – искусственной остановки сердца с помощью охлаждения синусного узла. В рамках данного исследования включен анализ 11 таких записей.

Проведен анализ одновременных записей пальцевой фотоплетизмограммы (ФПГ) – для всех проб и электрокардиограммы (ЭКГ). На этапе плегии ЭКГ не регистрировалась. Анализ индивидуальных особенностей динамики изучаемых контуров производился с помощью известных и широко используемых в исследованиях и медицинской практике спектральных индексов [11]. Анализ взаимодействия между исследуемыми объектами проводился с помощью предложенных нами ранее оригинальных методов анализа синхронизованности сопровождающихся расчетом индекса степени синхронизованности - S [12, 13].

По результатам спектрального анализа получены следующие результаты. Для группы записей в режиме плегии дыхательная активность наблюдалась на частотах  $0.30 \pm 0.04$  Гц. Ритмы контура регуляции тонуса артерий наблюдались во всех спектрах, в трех случаях их амплитуда была больше, чем амплитуда дыхательной составляющей. Для группы записей с ИК в трех спектрах сигналов ФПГ присутствовала высокоамплитудная 1 Гц составляющая. Дыхательная активность наблюдалась на частотах  $0.23 \pm 0.05$  Гц. Ритмы регуляции тонуса артерий и частоты сердечных сокращений, имеющие частоту около 0.1 Гц, наблюдались во всех спектрах, и их амплитуда была сопоставима с амплитудой дыхательной составляющей и спектральной 1 Гц составляющей для всех записей. Для одной записи была выявлена статистически значимая фазовая синхронизация, значение S составило 40%.

Проведенные исследования показывают наличие спектральных составляющих с частотой порядка 0.1 Гц, связанных с активностью исследуемых систем вегетативной регуляции, даже в случае гидродинамически изолированного сердца, что свидетельствует в пользу гипотезы о высокой степени функциональной независимости исследуемых контуров регуляции.

*Исследование выполнено при поддержке гранта МД-3318.2017.7.*

#### Литература

1. 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 / Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. // Journal of Cardiovascular Medicine. 2012. V. 13. Iss. 8. P. 491-498.

2. Особенности показателей вегетативной регуляции кровообращения и вариабельности сердечного ритма у женщин в перименопаузе / Нейфельд И. В., Киселев А. Р., Караваев А. С., Прохоров М. Д., Бобылева И. В., Гриднев В. И., Киричук В. Ф., Рогожина И. Е. // Анналы аритмологии. 2014. Т. 11. № 2. С. 98-108.

3. Сравнительная оценка влияния фозиноприла и ателолола на синхронизацию колебаний с частотой около 0,1 Гц в ритме сердца и микроциркуляции крови у больных артериальной гипертензией / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Посненкова О.М., Пономаренко В.И.,

Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Рациональная Фармакотерапия в Кардиологии. 2010. Т. 6. № 6. С. 803-811.

4. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients / Kiselev A.R., Gridnev V.I., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. // Applied Medical Informatics. 2011. V. 28. N. 1. P. 1-8.

5. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов / Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А. // Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2014. Т. 4. № 1. С. 962-966.

6. Диагностика состояния сердечнососудистой системы на основе оценки степени синхронизованности ее ритмов по унвариантному сигналу фотоплетизмограммы / Кульминский Д.Д., Астахов О.В., Боровкова Е.И., Киселев А.Р. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. 2013. С. 330-335.

7. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Известия РАН. Серия Физическая. 2011. Т. 75. № 12. С. 1704-1708.

8. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. // Известия Саратовского университета. Новая серия. Сер. Физика. 2015. Т. 15. В. 3. С. 36-42.

9. Боровкова Е.И., Ишбулатов Ю.М., Миронов С.А. Методика оценки синхронизованности ритмов регуляторных систем для анализа сигналов в реальном времени // Саратовский научно-медицинский журнал. 2014. Т. 10. № 3. Р. 390–395.

10. 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.

11. Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2015. № 2. С. 108.

12. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Шварц В.А., Миронов С.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. // Анналы аритмологии. 2014. Т. 11 N. 2. Р. 129-136.

13. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability / 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. // Russian Open Medical Journal. 2016. V. 5. Iss. 1. P. e0101.

## ДИАГНОСТИКА НЕЛИНЕЙНОЙ СВЯЗАННОСТИ МЕЖДУ КАНАЛАМИ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ЭЭГ КРЫС ПЕРЕД НАЧАЛОМ ПИК-ВОЛНОВЫХ РАЗРЯДОВ

А.А. Грищенко

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

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

Пик-волновые разряды на электроэнцефалограмме (ЭЭГ) – основной признак абсансной эпилепсии – формы эпилепсии невыясненной (предположительно генетической) этиологии [1]. В значительном проценте случаев абсансная эпилепсия, не будучи вовремя диагностирована и вылечена, переходит в конвульсивные формы, существенно более сложные и опасные. Изучение абсансной эпилепсии часто проводят на генетических моделях, в частности крысах линии WAG/Rij [2], поскольку для них возможна запись внутричерепных ЭЭГ.

В данной работе были проанализированы внутричерепные ЭЭГ 15 крыс линии WAG/Rij, в среднем по 20 разрядов у каждой. Данные снимались с частотой выборки 512 Гц и записывались 16-разрядным АЦП с аппаратной фильтрацией в диапазоне 1-99 Гц и подавлением 50-Гц наводки. Анализировались три канала: лобная (FC), теменная (PC), затылочная (OC) области коры больших полушарий (рис. 1). Изначально все данные рассчитывались во временном окне длиной 1 с, что равно приблизительно 512 точек. А затем длину окна уменьшали (рис. 2) до 384 точек (3/2 секунды) и до 256 точек (1/2 секунды).

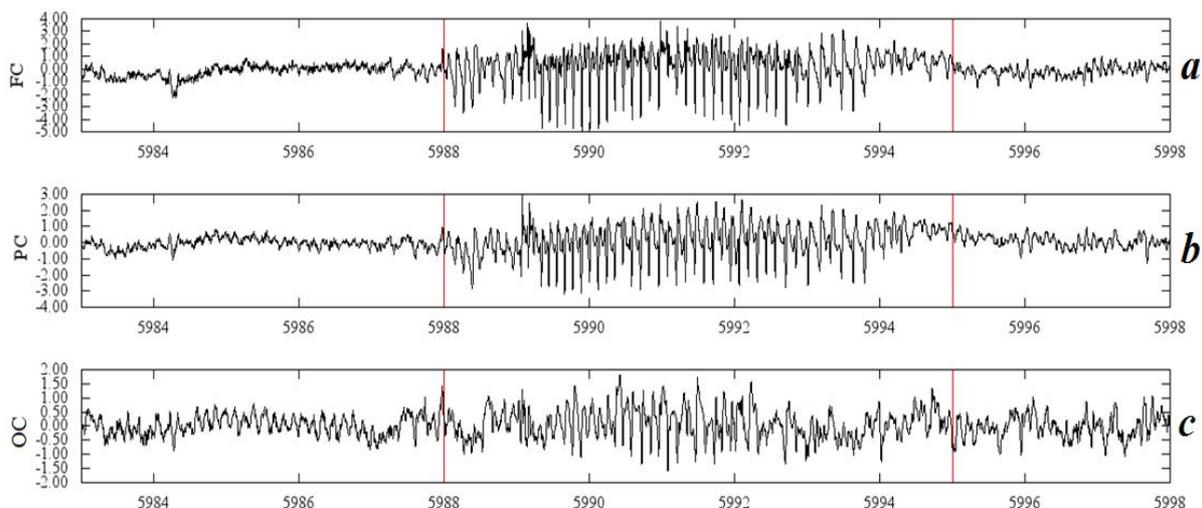


Рис. 1. Временные ряды для: а) лобной доли; б) теменной доли; в) затылочной доли

Считается, что началу разряда соответствует увеличение синхронности между различными отделами мозга, в частности, областями коры.

Цель данной работы – выявить, как ведёт себя нелинейная корреляционная функция при переходе от нормальной активности к пиковому разряду. Расчёт проводился в скользящем временном окне.

Коэффициент нелинейной корреляции рассчитывается по формуле (1):

$$h^2 = 1 - \frac{\sigma_{ocm}^2}{\sigma_{общ}^2}, \quad (1)$$

где  $\sigma_{ocm}^2 = \frac{1}{p_k - 1} \sum_{i=0}^{p_k} (y_i - (\alpha \cdot x_i + \beta))^2$ .

Коэффициенты  $\alpha$  и  $\beta$  находятся, используя метод наименьших квадратов. Коэффициент  $h^2$  рассчитывался для каждого разряда, а затем усреднялся для каждой крысы.

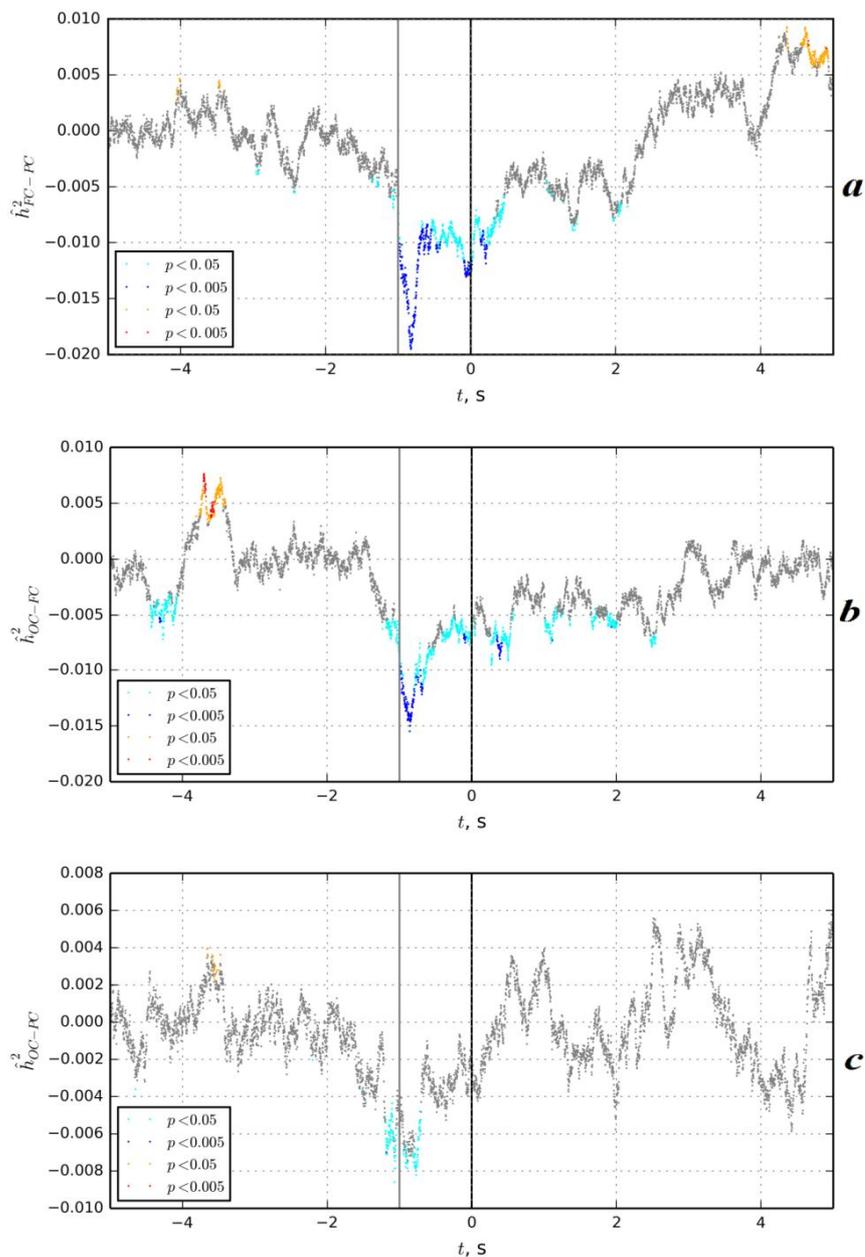


Рис. 2. Статистический анализ для каналов: а) FC-PC; б) OC-FC; в) OC-PC

Среднее значение  $h^2$  тестировалось на значимое отличие от фонового уровня (значения за 7-10 с до начала разряда). Для этого набор значений  $h^2$ , полученных для различных животных в каждый отдельный момент времени, рассматривался как ансамбль и проводился статистический одновыборочный тест Стьюдента на отличие среднего по выборке от фонового значения. На рис. 2 а изображён коэффициент  $h^2$  для пары каналов FC-PC. На нем видно, что за 2-4 секунды до разряда появляется несколько значимых на уровне значимости  $p < 0.05$  точек. Затем примерно за 0.8 с до разряда видно сильное падение на уровне значимости  $p < 0.005$ , которое частично продолжается во время начала разряда. Также несколько значимых точек видно ближе к концу разряда. На рис. 2 б изображён коэффициент  $h^2$  для пары каналов OC-FC. По сравнению с рис. 2 а за несколько секунд до разряда появляются уже больше значимых точек с большей вероятностью, как вверх, так и вниз. Затем примерно за 0.8 секунды тоже видно падение, но менее сильное. А в начале припадка появляется много значимых точек до второй секунды. К концу разряда никаких значимых точек нет.

На рис. 2 с изображён коэффициент  $h^2$  для каналов OC-PC. На нем мало значимых точек как до припадка, так и к концу него. Значимые точки видно только за секунду до припадка, как и в предыдущих случаях.

Таким образом, было впервые обнаружено значимое (на уровне значимости  $p < 0.05$ ) падение функции нелинейной корреляции перед началом разряда (рис. 1), что говорит о сложности процессов запуска разряда и может иметь отношение к обнаруженному ранее эффекту падения связанности в первую секунду разряда [4].

*Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ №16-34-00203 и Стипендии Президента для поддержки молодых учёных СП-1510.2015.4.*

#### Литература

1. Вольнова А.Б., Ленков Д.Н. Абсансная эпилепсия: механизмы гиперсинхронизации нейронных ансамблей // Медицинский академический журнал, 2012. Т. 12. № 1. С. 7-20.
2. C.M. van Rijn, S. Gaetani, I.Santolini et al. WAG/Rij rats show a reduced expression of CB1 receptors in thalamic nuclei and respond to the CB1 receptor agonist, R(+)-WIN55,212-2, with a reduced incidence of spike-wave discharges // *Epilepsia*, V 51, Iss. 8, pp. 1511-1521.
3. F. Lopes da Siva, J.P. Pijn, P. Boeijinga. Interdependence of EEG Signals: Linear vs. Nonlinear Associations and the Significance of Time Delays and Phase Shifts // *Brain Topography*, V 2, Iss. 1, pp. 9-18.
4. M.V. Sysoeva, A. Luttjohann, G. van Luijtelaar and I.V. Sysoev. Dynamics of directional coupling underlying spike-wave discharges // *Neuroscience*, 2016, V 314, pp. 75-89.

---

---

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОДЕЛИ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ СИМУЛЯЦИИ ПАССИВНОЙ ОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ПРОБЫ

Ю.М. Ишбулатов, Д.Д. Кульминский, В.С. Хорев, В.А. Шварц  
Научный руководитель: к.м.н. В.А. Шварц

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

Дисфункция вегетативной регуляции тонуса артериальных сосудов и частоты сердечных сокращений может приводить к ряду опасных патологий сердечно-сосудистой системы [1-7]. Перспективным способом борьбы с данной проблемой является использование численных моделей. Математическое моделирование уже многие годы успешно применяется для получения фундаментальных знаний об объектах биологической природы. С развитием нелинейной динамики и модельных представлений данный подход может быть также использован для медицинской диагностики через симулирование физиологических тестов. Преимуществами данного подхода являются отсутствие риска для пациента и возможность измерения диагностических показателей, которые невозможно зарегистрировать в ходе теста с реальным пациентом [8-13]. Поэтому в рамках данной работы производится моделирование динамики сердечно-сосудистой системы при пассивной ортостатической пробе.

Для достижения данной цели нами была предложена сложная модель вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы, в которой впервые была учтена активность-сразу двух нелинейных, автоколебательных контуров барорефлекторной регуляции. Активность первого контура влияет на частоту сердечных сокращений (ЧСС) и зависит от активности барорецепторов в каротидных синусах. Активность второго контура влияет на тонус артериальных сосудов и зависит от барорецепторов в бедренной артерии. При осуществлении пробы пациента переводят из горизонтального положения в вертикальное. При этом изменяющееся гидродинамическое давление кровяного столба оказывает большое влияние на активность бедренных барорецепторов, которые расположены в нижней половине тела. Именно данное сильное воздействие и приводит к запуску регуляторных механизмов в предложенной модели.

Реализация модели сопоставлялась с экспериментальными данными из работы [14], зарегистрированными у 30 здоровых пациентов в возрасте 20-25 лет. Данные записывались до ортостатической пробы и через пять минут после ее завершения. У каждого пациента было измерено артериальное давление и записаны 10-минутные сигналы электрокардиограмм (ЭКГ) во II стандартном отведении по Эйнтховену. По полученным данным был произведен расчет распространенных диагностических параметров ССС, в частности средних значений систолического (СД) и диастолического давления (ДД), ЧСС, а также суммарных мощностей в HF и LF диапазонах. Сопоставление модельных и экспериментальных данных представлено в таблице.

Спектральные и статистические индексы,  
рассчитанные по модельным и экспериментальным данным

	Горизонтальное положение	Вертикальное положение
ЧСС (Эксперимент)	60 (56, 65)	80 (75, 89)
ЧСС (Модель)	64(63.5, 64,5)	75 (74, 76)
СД(Эксперимент)	117 (110, 125)	115 (110, 120)
СД (Модель)	123 (120, 126)	122(117, 127)
ДД (Эксперимент)	70 (69, 75)	76 (70, 84)
ДД(Модель)	61 (60, 62)	66 (64, 68)
LF/HF (Эксперимент)	0.8 (0.5, 1.3)	3.0 (1.7, 6.3)
LF/HF (Модель)	0.1 (0.07, 0.13)	0,8 (0.2, 1.4)

Из данной таблицы видно, что благодаря введению второго контура барорефлекторного контроля предложенная модель позволяет качественно воспроизвести изменения параметров ССС после пассивной ортостатической пробы

В работе была смоделирована пассивная ортостатическая проба. Добиться данного результата удалось благодаря использованию оригинальной численной модели сердечно-сосудистой системы, включающей два нелинейных автоколебательных контура барорефлекторной регуляции. Контурные располагались в нижней и верхней половинах тела, благодаря чему позволили учесть влияние гидродинамического давления кровяного столба на нижний барорецептор после перехода в положение стоя.

*Работа выполнена при поддержке грантов РФФИ 16-32-00326, РФФИ 15-02-03061, МД-3318.2017.7.*

#### Литература

1. Фазовый и частотный захват 0.1 Гц колебаний в ритме сердца и барорефлекторной регуляции артериального давления дыханием с линейно меняющейся частотой у здоровых лиц / Караваев А.С., Киселев А.Р., Гриднев В.И., Боровкова Е.И., Прохоров М.Д., Посненкова О.М., Пономаренко В.И., Безручко Б.П., Шварц В.А. // Физиология человека. 2013. Т. 39. №. 4. С. 105-111.

2. Сравнение динамики показателей вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы на фоне лечения эналаприлом и метопрололом у больных артериальной гипертонией / Киселев А.Р., Караваев А.С., Гриднев В.И., Посненкова О.М., Шварц В.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Саратовский научно-медицинский журнал. 2010. Т. 6. №. 1. С. 061-072.

3. Особенности показателей вегетативной регуляции кровообращения и variability сердечного ритма у женщин в перименопаузе / Нейфельд И. В., Киселев А. Р., Караваев А. С., Прохоров М. Д., Бобылева И. В., Гриднев В. И., Киричук В. Ф., Рогожина И. Е. // Анналы аритмологии. 2014. Т. 11. №. 2. С. 98-108.

4. 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 / Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. // Journal of Cardiovascular Medicine. 2012. V. 13. Iss. 8. P. 491-498.

5. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Шварц В.А., Миронов С.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. // *Анналы аритмологии*. 2014. Т. 11. №. 2. Р. 129-136.

6. Сравнительная оценка влияния фозиноприла и ателолола на синхронизацию колебаний с частотой около 0,1 Гц в ритме сердца и микроциркуляции крови у больных артериальной гипертонией / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Посненкова О.М., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // *Рациональная Фармакотерапия в Кардиологии*. 2010. Т. 6. № 6. С. 803-811.

7. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients Kiselev A.R., Gridnev V.I., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. // *Applied Medical Informatics*. 2011. V. 28. №. 1. P. 1-8.

8. Персонализация подхода к назначению гипотензивной терапии у больных артериальной гипертензией на основе индивидуальных особенностей вегетативной дисфункции сердечно-сосудистой системы / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Посненкова О.М., Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Безручко Б.П. // *Артериальная гипертензия*. 2011. Т. 17. №. 4. С. 354-360.

9. 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.

10. Методика реконструкции модели системы симпатической барорефлекторной регуляции артериального давления по экспериментальным временным рядам / Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Гриднев В.И., Киселев А.Р., Безручко Б.П., Посненкова О.М., Струнина А.Н., Шварц В.А. // *Технологии живых систем*. 2007. Т. 4. №. 4. С. 34-41.

11. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека / Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан Е.И. // *Изв. вузов. ПНД*. 2009. Т. 17. №.6. С. 44-56.

12. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // *Известия РАН. Сер. Физическая*. 2011. Т. 75. №. 12. С. 1704-1708.

13. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы / Боровкова Е. И., Караваев А. С., Пономаренко В. И., Прохоров М. Д. // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Сер. Физика*. 2015. №. 15. В. 3. С. 36-42.

14. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers / 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. // *Physiological Measurement*. 2016. V. 37. P. 580-595.

## ИССЛЕДОВАНИЕ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ ДВУХЧАСОВЫХ ЗАПИСЕЙ

В.В. Сказкина

Научный руководитель: д.т.н., профессор Б.П. Безручко

*Саратовский филиал института радиотехники и электроники  
имени В.А. Котельникова, г. Саратов*

Согласно современным представлениям, в функционировании сердечно-сосудистой системы (ССС) принимают участие различные системы регуляции. К ним можно отнести дыхание, сердечный ритм, кровенаполнение периферических сосудистых территорий, вегетативную систему и т.д. Как было показано в ряде предшествующих работ [1-4], процессы регуляции подсистем не только взаимодействуют друг с другом, но и могут быть синхронизованы.

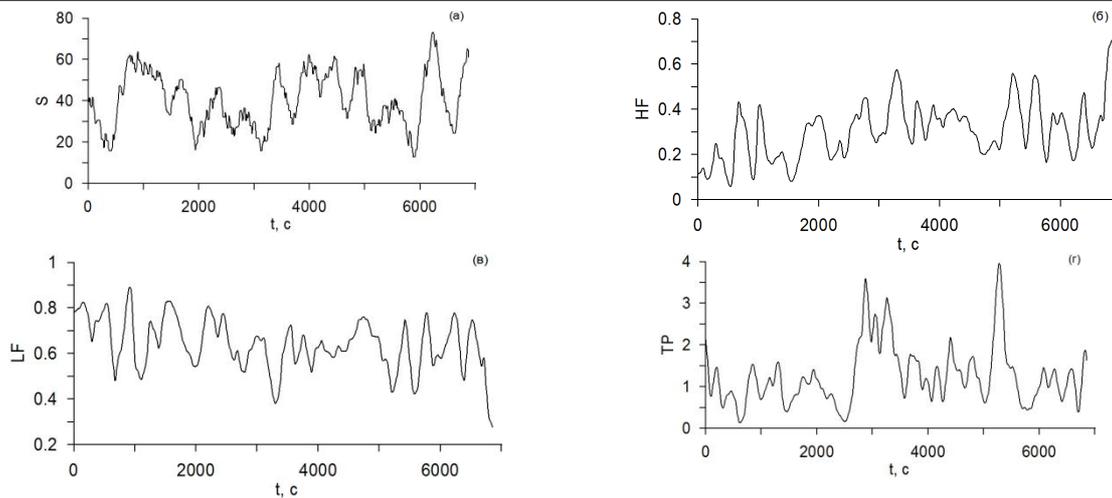
Вегетативная система регуляции ССС характеризуется наличием в ней основного автоколебательного процесса в низкочастотной области спектра (около 0,1 Гц) [5]. Детальное изучение регуляторных процессов позволит создать новые методы диагностики состояния ССС, а также усилить эффективность уже существующих [6-10].

Одним из перспективных на данный момент методов исследования состояния ССС является определение степени синхронизованности регуляторных процессов, связанных с изменением тонуса сосудистой стенки артерии и сердечного ритма. Предложенная в данной работе мера - суммарный процент фазовой синхронизации колебательных процессов с частотами около 0.1 Гц: процессы регуляции сердечного ритма и процесс регуляции тонуса сосудистой стенки артерий, может активно использоваться в медицинских исследованиях и клинической практике в качестве диагностики состояния ССС человека [10-16].

Целью данной работы было анализ спектральных составляющих сигнала и суммарного процента фазовой синхронизации по двухчасовым записям.

В ходе экспериментов была произведена одновременная регистрация электрокардиограммы и фотоплетизмограммы сосудов тела человека. Всего было получено 23 записи. Продолжительность каждой записи составляла 120 минут. Каналы фотоплетизмограмм регистрировались с дистальной фаланги безымянного пальца левой.

При расчете суммарного процента фазовой синхронизации из временных рядов фотоплетизмограммы и RR-интервалов были выделены составляющие с частотой 0.1 Гц, найдены временные ряды фаз, а затем разность фаз. Так же мы исследовали высокочастотные составляющие (HF), низкочастотные (LF), их отношение (LF/HF) и суммарную мощность сигнала (TP). На рисунке показаны примеры временных реализаций рассчитанных показателей для одного из испытуемых.



Зависимость от времени величины рассчитанного показателя  
(а) - S, (б) - HF, (в) - LF и (г) – TP

Анализ вариабельности ритмов рассчитанных нами показателей осуществлялся с помощью определения мгновенных периодов колебаний.

Статистический анализ распределений величин мгновенных периодов, построенных для разных показателей (HF, LF, S, TP), позволил определить период осцилляций, равный 600-800 секунд. Обнаруженные медленные колебания могут указывать на гуморальную регуляцию ритмов сердечно-сосудистой системы.

*Исследование выполнено при поддержке гранта РНФ №14-12-00291.*

#### Литература

1. 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 / Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Ponomarenko V.I., Bezruchko V.P. // Journal of Cardiovascular Medicine. 2012. V. 13. Iss. 8. P. 491-498.

2. Сравнение динамики показателей вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы на фоне лечения эналаприлом и метопрололом у больных артериальной гипертонией / Киселев А.Р., Караваев А.С., Гриднев В.И., Посненкова О.М., Шварц В.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Саратовский научно-медицинский журнал. 2010. Т. 6. № 1. С. 061-072.

3. Особенности показателей вегетативной регуляции кровообращения и вариабельности сердечного ритма у женщин в перименопаузе / Нейфельд И. В., Киселев А. Р., Караваев А. С., Прохоров М. Д., Бобылева И. В., Гриднев В. И., Киричук В. Ф., Рогожина И. Е. // Анналы аритмологии. 2014. Т. 11. . 2. С. 98-108.

4. Сравнительная оценка влияния фозиноприла и ателолола на синхронизацию колебаний с частотой около 0,1 Гц в ритме сердца и микроциркуляции крови у больных артериальной гипертонией / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Посненкова О.М., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Рациональная Фармакотерапия в Кардиологии. 2010. Т. 6. № 6. С. 803-811.

5. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека / Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан Е.И. // Изв. вузов. ПНД. 2009. Т. 17. № 6. С. 44-56.

6. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Известия РАН. Сер. Физическая. 2011. Т. 75. № 12. С. 1704-1708.

7. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers / 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. // Physiological Measurement. 2016. V. 37. P. 580-595.

8. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы / Боровкова Е. И., Караваев А. С., Пономаренко В. И., Прохоров М. Д. // Известия Саратовского университета. Новая серия. Сер. Физика. 2015. № 15. В. 3. С. 36-42.

9. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability / 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. // Russian Open Medical Journal. 2016. V. 5. Iss. 1.-P. e0101.

10. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Шварц В.А., Миронов С.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. // Анналы аритмологии. 2014. Т. 11. №. 2. P. 129-136.

11. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов / Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А. // Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2014. Т. 4. № 7. С. 962-966.

12. Диагностика состояния сердечно-сосудистой системы на основе оценки степени синхронизованности ее ритмов по унивариантному сигналу фотоплетизмограммы / Кульминский Д.Д., Астахов О.В., Боровкова Е.И., Киселев А.Р. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. 2013. С. 330-335.

13. Метод изучения синхронизации 0,1 Гц колебаний в вариабельности ритма сердца и вариабельности кровенаполнения сосудов микроциркуляторного русла / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Посненкова О.М., Боровкова Е.И., Безручко Б.П. // Функциональная диагностика. 2011. №. 4. С. 28-35.

14. Боровкова Е.И., Ишбулатов Ю.М., Миронов С.А. Методика оценки синхронизованности ритмов регуляторных систем для анализа сигналов в реальном времени // Саратовский научно-медицинский журнал. 2014. Т. 10. №. 3. P. 390-395.

15. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы // Известия Саратовского университета Новая серия. Сер. Физика. 2015. Т. 15. В. 3. С. 36-42.

16. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients / Kiselev A.R., Gridnev V.I., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. // Applied Medical Informatics. 2011. V. 28. № 1. P. 1-8.

### **ИССЛЕДОВАНИЕ СИНХРОНИЗАЦИИ РИТМОВ КОНТУРОВ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ ПРИ АНАЛИЗЕ СИГНАЛОВ ПАЛЬЦЕВОЙ И УШНОЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ**

Т.А. Галушко<sup>\*</sup>, В.В. Сказкина<sup>\*</sup>, Манафова Э.А.<sup>\*</sup>, С.А. Миронов<sup>\*\*</sup>, В.А. Шварц<sup>\*\*\*</sup>  
Научный руководитель: к.м.н. В.А. Шварц

<sup>\*</sup> *Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

<sup>\*\*</sup> *Саратовский государственный медицинский университет  
имени В. И. Разумовского, г. Саратов*

<sup>\*\*\*</sup> *Научный центр сердечно-сосудистой хирургии  
имени А.Н. Бакулева Российской академии медицинских наук, г. Москва*

Целью данной работы является исследование особенностей формирования фотоплетизмограммы (ФПГ) и возможности его использования для оценки фазовой синхронизации между контурами нервной регуляции частоты сердечных сокращений и сосудистого тонуса. В частности, открытым вопросом остаются механизмы формирования сигналов ФПГ. В работе [1] указывается на информативность этих сигналов и отмечается, что в их формировании существенную роль играют колебания кровотока в крупных пальцевых артериях, на которые оказывают влияния центральные регуляторные механизмы. Вместе с тем, в известной работе Крупаткина А.И. указывается, что сигнал ФПГ в основном несет информацию о микроциркуляторном кровотоке в коже [2]. Автор работы [2] явно утверждает, что наблюдаемые в ФПГ осцилляции с характерными частотами около 0.1 Гц имеют миогенное происхождение и не связаны с центральными регуляторными механизмами.

В данной работе анализируются записи субъектов, с которых регистрируются одновременно сигналы электрокардиограммы (ЭКГ), пальцевой и ушной ФПГ и артериального давления (АД).

Для исследования особенностей формирования ФПГ производилось попарно исследование синхронизации 0.1 Гц составляющих КИГ с ФПГ и КИГ с АД с помощью метода количественной оценки коэффициента фазовой синхронизации ( $\gamma$ ), предложенного в работе [3], и количественного показателя - суммарного процента фазовой синхронизации (S), предложенного в работе [4] и

продемонстрировавшего свою значимость для решения задач медицинской диагностики [5-10]. Количественная оценка показателей сопровождалась контролем статистической значимости с помощью приготовления суррогатных данных, как в работах [11-13].

В результате исследования выявлено, что мгновенная фаза сигнала АД статистически значимо похожа на мгновенные фазы сигналов ФПГ с рук и уха и менее похожа на сигнал КИГ. При сравнении ФПГ с уха и рук у больных не удалось выявить статистически значимых отличий между мгновенными фазами. Однако, у здоровых ФПГ с уха значимо отличается от ФПГ с руки, что может быть диагностическим критерием. При сравнении мгновенных фаз КИГ попарно с ФПГ с рук и уха было выявлено, что у здоровых людей количественная оценка  $\gamma$  ФПГ с уха и КИГ значительно выше, чем ФПГ с руки и КИГ, что не характерно для записей больных.

С помощью метода S показано, что пальцевая ФПГ может являться дешевым неинвазивным аналогом сигнала АД при исследовании взаимодействия между контурами регуляции частоты сердечных сокращений и тонуса артерий.

*Исследование выполнено при поддержке гранта МД-3318.2017.7.*

#### Литература

1. Higgins J. L., Fronck A. Photoplethysmographic Evaluation of the Relationship between Skin Reflectance and Skin Blood Volume // Journal of Biomedical Engineering. 1986. V. 8. P. 130.
2. Крупаткин А.И., Сидорова В.В. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови. Практическое руководство. М.: Медицина, 2005. С. 18.
3. Pikovsky A., Rosenblum M., Kurths J. Synchronization: A universal concept in nonlinear sciences. Cambridge: Cambridge University Press. 2001. 411 с.
4. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Шварц В.А., Миронов С.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. // Анналы аритмологии. 2014. Т. 11. N. 2. P. 129-136.
5. 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 / Kiselev A.R., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. // Journal of Cardiovascular Medicine. 2012. V. 13. Iss. 8. P. 491-498.
6. Особенности показателей вегетативной регуляции кровообращения и variability сердечного ритма у женщин в перименопаузе Нейфельд И. В., Киселев А. Р., Караваев А. С., Прохоров М. Д., Бобылева И. В., Гриднев В. И., Киричук В. Ф., Рогожина И. Е. // Анналы аритмологии. 2014. Т. 11. N 2. С. 98-108.
7. Сравнительная оценка влияния фозиноприла и ателолола на синхронизацию колебаний с частотой около 0,1 Гц в ритме сердца и микроциркуляции крови у больных артериальной гипертонией / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Посненкова О.М., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Рациональная Фармакотерапия в Кардиологии. 2010. Т. 6. N 6. С. 803-811.

8. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients / Kiselev A.R., Gridnev V.I., Karavaev A.S., Posnenkova O.M., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Bezruchko B.P. // Applied Medical Informatics. 2011. V. 28. N 1. P. 1-8.

9. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов / Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А. // Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2014. Т. 4. N 7. С. 962-966.

10. Диагностика состояния сердечно-сосудистой системы на основе оценки степени синхронизованности ее ритмов по унивариантному сигналу фотоплетизмограммы / Кульминский Д.Д., Астахов О.В., Боровкова Е.И., Киселев А.Р. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. 2013. С. 330-335.

11. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Известия РАН. Сер. Физическая. 2011. Т. 75. N 12. С. 1704-1708.

12. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. // Известия Саратовского университета Новая серия Сер. Физика. 2015. Т. 15. В. 3. С. 36-42.

13. 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.

## **ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВРЕМЕНИ ЗАДЕРЖКИ СВЯЗИ ПО ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ МОДЕЛЕЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДА УЧЕТА БЛИЖАЙШИХ ВЕКТОРОВ СОСТОЯНИЯ**

А.К. Чепцова, В.А. Шварц, С.А. Миронов, В.С. Хорев  
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент В.С. Хорев

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

В настоящее время актуальной задачей, привлекающей внимание многих исследователей, является разработка методов оценки параметров состояния сердечно-сосудистой системы человека [1–4].

Было предложено много моделей автономных подсистем, входящих в состав сердечно-сосудистой системы, для изучения различных видов динамики, характерной здоровым субъектам, а также изучения изменений вносимых патологиями [5–7]. Метод учета ближайших векторов состояния – один из методов диагностики параметра задержки в автоколебательной системе по

временному ряду этой системы. Изначально метод был предложен сотрудниками научной группы динамического моделирования в нелинейной динамике в работе[8].

В данной работе рассматривалась работоспособность предложенного метода на тестовых системах. В качестве первой была выбрана модель медленных колебаний артериального давления с включенной нелинейной обратной связью. Установлено, что колебания потенциала артериального давления имеют частоты в диапазоне 0.1–0.4 Гц, что было использовано в модели для получения резонансного отклика в барорефлекторной петле.

Модель нелинейной обратной связи включает подсистемы сосудистой сети и центральной нервной системы. Эта модель описывается следующим уравнением:

$$g(x) = \frac{r}{1 + \alpha e^{-\beta(x-a)}} - \frac{r}{1 + \alpha e^{\beta(x-a)}},$$

где  $r$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $a$  – управляющие параметры. Были использованы следующие значения параметров системы:  $\alpha = 1$ ;  $r = -3.3$ ;  $\beta = 2$ ;  $a = 0.5$ .

После обработки данных системы медленных колебаний артериального давления (рис. 1) стало ясно, что чем больше значение параметра  $e_2$ , тем отчетливее просматривается минимум, соответствующий искомой задержке. В нелинейной модели обратной связи было задано дискретное время запаздывания  $\tau=0.3$ , шаг интегрирования  $\Delta t=0.1$ . С помощью метода учета ближайших векторов состояния был получен результат  $m=29$ , что всего на один шаг дискретного времени меньше истинного времени задержки. Также выявлено, что выраженность искомого минимума зависит от параметра  $e_2$ : чем больше  $e_2$ , тем лучше идентифицируется искомый минимум.

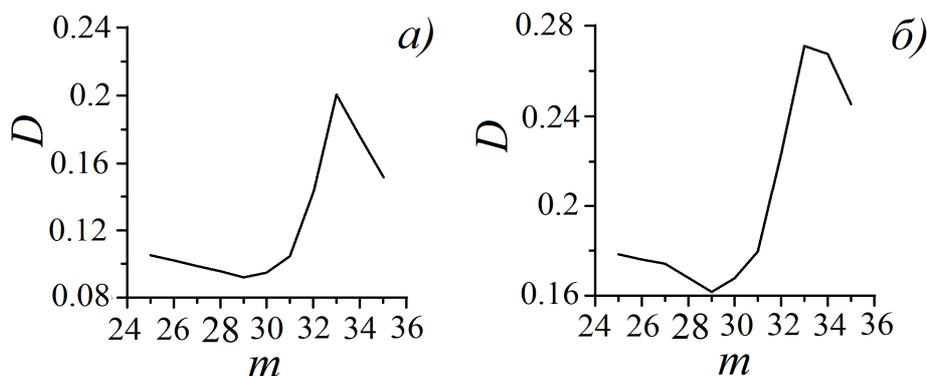


Рис. 1. Зависимость величины D от пробного времени запаздывания  $m$  в случае поиска 10 ближайших векторов состояния при различных значениях параметра  $e_2$ : а) –  $e_2=1.5$ ; б) –  $e_2=2$

Далее в качестве модели было использовано дифференциальное уравнение первого порядка для барорефлекса, прогнозирующее задержку в артериальном давлении сердечного ритма у крыс:

$$T\dot{p}(t) + p(t) = Gp(t - \tau) - G_d T\dot{p}(t - \tau) + U(t) + \xi(t)$$

где  $p(t)$  – колебания среднего артериального давления и скорость изменения давления;  $T$ ,  $G$ ,  $G_d$  – управляющие параметры,  $U(t)$  – факторы, влияющие на артериальное давление [9]. Были взяты следующие значения параметров

системы:  $T=3.55$ ;  $G=5$ ;  $G_d=0.37$ . Для более точного определения искомого дискретного времени запаздывания в уравнение добавляли динамический шум  $\zeta(t)$ , представляющий из себя гауссовский процесс с нулевым средним и дисперсией  $\sigma=0.5$ . Также рассматривали поведение системы для разного количества ближайших векторов состояния: 5, 10. В данной модели было задано дискретное время запаздывания  $\tau=0.8$ , шаг интегрирования  $\Delta t=0.01$ , Результаты обработки данных представлены на рис. 2.

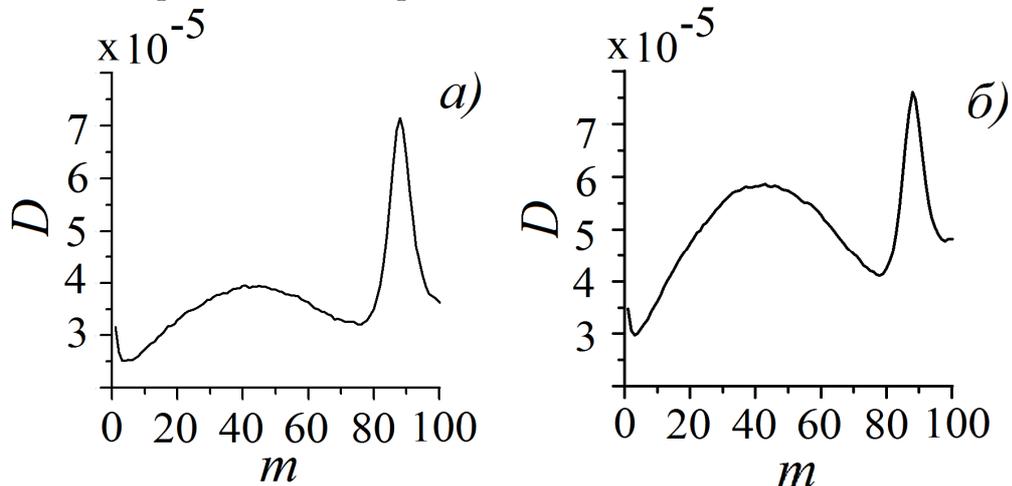


Рис. 2. Зависимость величины  $D$  от пробного времени запаздывания  $m$  в случае поиска а) 5 ближайших векторов состояния; б) 10 ближайших векторов состояния при значении параметра. В качестве внешнего воздействия уравнение Ван дер Поля

В ходе тестирования метода учета ближайших векторов состояния на двух разных системах получили положительные результаты в обоих случаях. Учитывая успешные результаты, полученные ранее на модели Маккея-Гласса, можно сделать вывод, что метод учета ближайших векторов состояния успешно оказался работоспособен для моделей сердечно-сосудистой системы, и может быть перспективен для применения к анализу экспериментальных данных.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке грантов МК-5361.2016.7 и МД-3318.2017.7.*

#### Литература

1. Боровкова Е.И. и др. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени // *Анналы аритмологии*. 2014. Т. 11(2). Р. 129–136.
2. Kiselev A.R., et al. The dynamics of 0.1 Hz oscillations synchronization in cardiovascular system during the treatment of acute myocardial infarction patients // *Appl. Med. Inform.* 2011. V. 28(1). Р. 1–8.
3. Acharya U.R. et al. Heart rate variability: a review // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2006. V. 44(12). Р. 1031–51.
4. Mackey M.C., Glass L. Oscillations and chaos in physiological control systems // *Science*. 1977. V. 197. Р. 287.
5. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. //

Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика.. 2015. № 15. В. 3. С. 36–42.

6. Киселев А.Р. и др. Сравнение динамики показателей вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы на фоне лечения эналаприлом и метопрололом у больных артериальной гипертонией // Саратовский научно-медицинский журнал. 2010. Т. 6(1). С. 061–072.

7. Kiselev A.R. et al. 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.

8. Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Khorev V.S. Recovery of delay time from time series based on the nearest neighbor method // Phys. Lett. A. 2013. V.377(43). P. 3106–3111.

9. Ringwood J.V., Malpas S.C. Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model // Am. J. of Physiol. 2001. V. 280(4). P. 1105.

## **СИНХРОНИЗАЦИЯ СВЕРХМЕДЛЕННЫХ КОЛЕБАНИЙ ПОТЕНЦИАЛА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ С РИТМАМИ ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ КРОВООБРАЩЕНИЯ И ДЫХАНИЯ**

Т.А. Галушко<sup>\*</sup>, А.Е. Руннова<sup>\*\*</sup>, В.С. Хорев<sup>\*</sup>  
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент А.Е. Руннова

*<sup>\*</sup>Саратовский национальный исследовательский государственный университет  
имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*

*<sup>\*\*</sup>Саратовский государственный технический университет имени  
Гагарина Ю.А., г. Саратов*

Целью данного исследования являлось исследование возможности качественной и количественной оценки фазовой и частотной синхронизации между дыханием, ритмами контуров вегетативной регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы (ССС) и неинвазивно регистрируемыми сигналами  $\beta$ -диапазона частот ЭЭГ здоровых людей в ходе физиологических проб с дыханием, изменяющимся по известному закону с использованием ранее разработанных нами методик постановки эксперимента и анализа данных [1–8].

В экспериментальных исследованиях приняли участие 4 условно здоровых добровольца, мужчин в возрасте от 19 до 25 лет, обладающих средним уровнем физической активности. Проводилась одновременная регистрация сигналов фотоплетизмограммы (ФПГ) и электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и электрокардиограммы (ЭКГ) в ходе функциональных проб с дыханием. Длительность эксперимента составляла 25 минут. Регистрировались сигналы в ходе 3 функциональных проб с дыханием. В первой серии экспериментов у 3 испытуемых сигналы регистрировались при спонтанном дыхании. В ходе второй серии экспериментов у 3 испытуемых дыхание регистрировалось с постоянной частотой 0.08 Гц, 0.12 Гц, 0.21 Гц в течение 6 минут. В ходе третьей серии экспериментов у 10 испытуемых дыхание изменялось линейно нарастающе по

частоте от 0.05 до 0.25 Гц. Изменение частоты дыхания обеспечивалось с помощью специально разработанного программного обеспечения, генерирующего короткие звуковые сигналы в моменты времени, когда испытуемый должен был осуществить форсированный вдох. Выдох испытуемыми осуществлялся произвольно.

Для выявления интервалов синхронизованности одновременных записей ЭЭГ, ФПГ и КИГ сигналом дыхания было решено параллельно использовать четыре метода выявления синхронизованности: построение диаграмм частотного захвата [8]; анализ разностей фаз  $\Delta\varphi$ , вводимых с помощью непрерывного вейвлетного преобразования вдоль временного масштаба воздействующего сигнала с линейно меняющейся частотой [9]; расчет и построение синхрограмм  $\psi$  [10]; расчет в скользящих окнах численной меры синхронизованности  $\gamma$  – коэффициента фазовой когерентности [11, 12].

Удалось впервые показать, что в эксперименте с физиологической пробой, подразумевающей осуществление испытуемым вдохов, частота которых линейно нарастала, удастся наблюдать длительные интервалы захвата фаз и частот по сигналам некоторых отведений стандартной поверхностной ЭЭГ. Достоверность результатов анализа подчеркивается тем, что различные методы анализа, используемые одновременно, дают близкие результаты. Причем для построения синхрограмм и расчета коэффициента фазовой когерентности фазы вводились с фильтрацией данных в достаточно широкой полосе. Количественная оценка фазовой синхронизации показала, что наибольшая степень взаимодействия наблюдалась в затылочных отведениях ЭЭГ. При этом при анализе синхронизации LF–составляющих ФПГ и КИГ диагностируется просачивание сигнала дыхания в измерительный канал ФПГ и КИГ.

В эксперименте со спонтанным режимом дыхания показано, что интервалы синхронизации LF–составляющих КИГ и отведений ЭЭГ шире, чем диагностированные интервалы синхронизации дыхания и ЭЭГ.

В эксперименте с дыханием с постоянной частотой показано, что одновременно в нескольких отведениях ЭЭГ и ФПГ диагностируются режимы синхронизации с дыханием разных порядков.

В ходе работы была продемонстрирована возможность исследования динамики СМКП в ЭЭГ, отражающих активность центров вегетативной регуляции ствола мозга, на бодрствующих людях в неинвазивном эксперименте, что открывает широкие перспективы для практического использования такого анализа в диагностике функциональных нарушений работы и различных патологий ствола мозга и контуров вегетативного управления.

*Исследование выполнено при поддержке гранта РНФ №14–12–00224.*

#### Литература

1. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени / Боровкова Е.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Шварц В.А., Миронов С.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. // *Анналы аритмологии*. 2014. Т. 11. N 2. Р. 129-136.

2. Сравнительная оценка влияния фозиноприла и ателолола на синхронизацию колебаний с частотой около 0,1 Гц в ритме сердца и

микроциркуляции крови у больных артериальной гипертонией / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Посненкова О.М., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Рациональная Фармакотерапия в Кардиологии. 2010. Т. 6. N 6. С. 803-811.

3. Метод изучения синхронизации 0,1 Гц колебаний в вариабельности ритма сердца и вариабельности кровенаполнения сосудов микроциркуляторного русла / Киселев А.Р., Гриднев В.И., Караваев А.С., Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Посненкова О.М., Боровкова Е.И., Безручко Б.П. // Функциональная диагностика. 2011. N 4. С. 28-35.

4. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers / Anton R Kiselev, Sergey Mironov, Anatoly Karavaev, Danil Kulminskiy, Victoria Skazkina, Ekaterina Borovkova, Vladimir Shvartz, Vladimir Ponomarenko, Mikhail Prokhorov // Physiological Measurement. 2016. Т. 37. № 4. С. 580-595.

5. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов / Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А. // Бюллетень медицинских интернет-конференций. 2014. Т. 4. N 7. С. 962-966.

6. Диагностика состояния сердечно-сосудистой системы на основе оценки степени синхронизованности ее ритмов по унивариантному сигналу фотоплетизмограммы / Кульминский Д.Д., Астахов О.В., Боровкова Е.И., Киселев А.Р. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. 2013. С. 330-335.

7. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. // Известия РАН. Сер. Физическая. 2011. Т. 75. N 12. С. 1704-1708.

8. Пономаренко В.И., Гриднев В.И., Прохоров М.Д. Синхронизация сердцебиения и ритма регуляции сосудистого тонуса с дыханием // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2004. № 8-9. С. 40.

9. Диагностика синхронизации автоколебательных систем при изменении частоты внешнего воздействия с использованием вейвлетного анализа / Короновский А.А., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Храмов А.Е. // Радиотехника и электроника. 2007. Т. 52. № 5. С. 581-592.

10. Ming-Chya Wu, Chin-Kun Hu Empirical mode decomposition and synchrogram approach to cardiorespiratory synchronization // Physical Review E. 2006. № 73. P. 51917.

11. Pikovsky A., Rosenblum M., Kurths J. Synchronization: A universal concept in nonlinear sciences. Cambridge: Cambridge University Press. 2001. 411 с.

12. Метод оценки степени синхронизации низкочастотных колебаний в вариабельности ритма сердца и фотоплетизмограмме / 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. // Кардио-ИТ. 2016. Т. 3. В. 1. С. e0101.

## СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ СВЯЗАННОСТИ ПО ФАЗОВОЙ ДИНАМИКЕ СИГНАЛОВ ПОДСИСТЕМ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

А.В. Плуталова, Ю.С.Кузнецова, С.А. Миронов, В.А. Шварц\*, В.С. Хорев  
 Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Б.П. Безручко

*Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов*  
 \**Научный центр сердечно-сосудистой хирургии имени А.Н. Бакулева, г. Москва*

Ранее было показано, что у здоровых людей основные ритмы сердечно-сосудистой системы (ССС), а именно главный сердечный ритм, дыхание и низкочастотные колебания сердечных сокращений и кровяного давления с собственной частотой 0.1 Гц, находятся в состоянии достаточно высокой степени синхронизации между собой, что обеспечивает хорошую адаптацию организма [1, 2]. Однако такая синхронизация может быть нарушена при развитии патологических процессов в ССС, возникающих, например, при остром инфаркте миокарда, когда происходит разрушение нормальных функциональных взаимосвязей между подсистемами регуляции ССС [3].

Информация о степени синхронизованности ритмов ССС оказывается важной для диагностики ее состояния [4], является дополнительным критерием оценки кардиоваскулярного риска, а также эффективности и безопасности лечения у пациентов с такими заболеваниями как артериальная гипертензия и ишемическая болезнь сердца [5-7]. Одним из наиболее перспективных остаётся метод расчёта суммарного процента фазовой синхронизации, аспекты применения которого были рассмотрены в работе [8, 9]. К сожалению, данная методика не позволяет оценить преимущественное направление воздействия между исследуемыми системами или задержку в связи.

В работе на записях здоровых субъектов длительностью 120 минут, а также тестовых данных, воспроизводящих статистику экспериментальных временных реализаций систем регуляции деятельности ССС человека, произведено сопоставление методов диагностики связанности, включая метод, основанный на моделировании фазовой динамики исследуемых систем (1), метод оценки средней ошибки прогноза модели (2), метод расчета корреляции приращений фаз (3), метод расчёта индекса фазовой когерентности (4).

$$\gamma_1^2 \approx \frac{1}{2\pi^2} \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} \partial F_{1,2}(\varphi_1, \varphi_2, a_{1,2}) / \partial \varphi_{1,2}^2 d\varphi_1 d\varphi_2, \quad (1)$$

где  $\gamma_1$  – интенсивность воздействия второй системы на первую,  $F_{1,2}$  – тригонометрический многочлен невысокого порядка,  $\varphi_{1,2}$  – развернутые фазы исследуемых временных рядов,  $a_{1,2}$  – вектор коэффициентов.

$$\varepsilon = \frac{1}{N} \left( \sum (f(x(t), \tau) - x(t))^2 - \sum (f(x(t), y(t), \tau) - x(t))^2 \right), \quad (2)$$

где  $x(t)$ ,  $y(t)$  – временные ряды,  $\tau$  – дальность прогноза. Если  $\varepsilon < 0$ , значит  $y(t)$  влияет на  $x(t)$ .

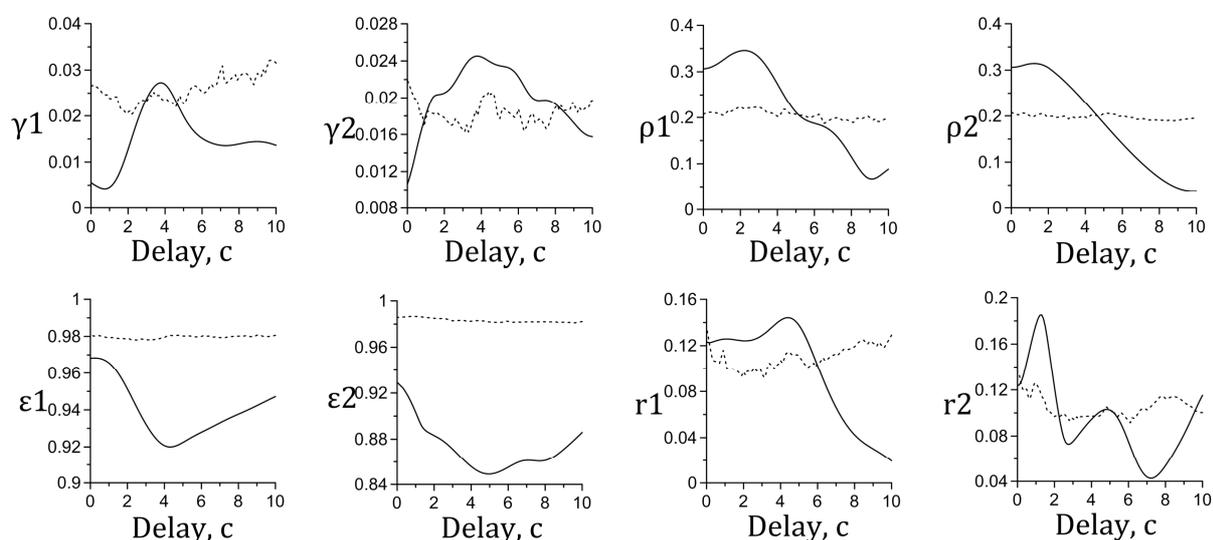
$$r = \frac{1}{N\sigma_{\Delta\varphi_1}\sigma_{\Delta\varphi_2}} \sum_{i=1}^N (\Delta\varphi_1(t_i) - w_1)(\Delta\varphi_2(t_i) - w_2), \quad (3)$$

где  $r$  – корреляция приращений фаз,  $w_{1,2}$  – математические ожидания временных рядов,  $\sigma_{\Delta\varphi_1}\sigma_{\Delta\varphi_2}$  – выборочные стандартные отклонения,  $\Delta\varphi_{1,2} = \varphi_{1,2}(t + \tau) - \varphi_{1,2}(t)$  – приращения фаз  $\varphi_1, \varphi_2$ ,  $N$  – длина ряда.

$$\rho = \left| \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \exp(i(\varphi_1(t_i) - \varphi_1(t_i))) \right|, \quad (4)$$

где  $\rho$  – индекс фазовой синхронизации,  $\varphi_1$  и  $\varphi_2$  – развернутый фазы исследуемых временных рядов,  $t_i = i\Delta t$ ,  $\Delta t$  – интервал выборки,  $N$  – длина рядов.

Полученные результаты (пример для одной записи представлен на рисунке) подтверждают и расширяют полученные ранее представления о наличии между исследуемыми системами двунаправленной связи, имеющей временное запаздывание около 2 секунд.



Результат обработки десятиминутной записи здорового пациента.

Пунктирная линия – 95% уровень значимости, сплошная линия – результат обработки

*Исследование выполнено при финансовой поддержке грантов МК-5361.2016.7 и МД-3318.2017.7.*

#### Литература

1. Kiselev A.R. et al. 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.
2. Боровкова Е.И. и др. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты // Известия РАН. Серия Физическая. 2011. Т. 75. № 12. С. 1704-1708.
3. Kiselev A.R. et al. 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(1). P. 1-8.

4. Нейфельд И.В. и др. Особенности показателей вегетативной регуляции кровообращения и вариабельности сердечного ритма у женщин в перименопаузе // *Анналы аритмологии*. 2014. Т. 11. №. 2. С. 98-108.

5. Киселев А.Р. и др. Сравнение динамики показателей вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы на фоне лечения эналаприлом и метопрололом у больных артериальной гипертонией // *Саратовский научно-медицинский журнал*. 2010. Т. 6. № 1. С. 061-072.

6. Киселев А.Р. и др. Сравнительная оценка влияния фозиноприла и ателолола на синхронизацию колебаний с частотой около 0,1 Гц в ритме сердца и микроциркуляции крови у больных артериальной гипертонией // *Рациональная Фармакотерапия в Кардиологии*. 2010. Т. 6. № 6. С. 803-811.

7. Kiselev A.R. et al. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from earlobe and fingers // *Physiological Measurement*. 2016. V. 37. P. 580-595.

8. Kiselev A.R et al. 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.

9. Боровкова Е.И. и др. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Физика*. 2015. Т. 15. В. 3. С. 36-42.

## УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ПРОТЕЗА КИСТИ

Н.М. Кривенцов

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

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

Защитные покрытия широко применяются в медицине [1, 2] и могут быть полезны при создании протеза кисти [3, 4].

Цель: избавиться от проблемы попадания воды на плату устройства протеза кисти путем нанесения отверждаемой пластмассы.

Известен протез [3], содержащий приемную гильзу, корпус, каркасы первого пальца, второго-четвертого пальцев, приводную систему функции подвижности «схват-раскрытие кисти», шарнир сгибания в лучезапястном сочленении, манжету на предплечье, три потенциометра, три преобразователя сигнала, сумматор, два функциональных преобразователя и четыре усилителя мощности, рис. 1-2. Приводная система выполнена в виде четырех индивидуальных микроэлектроприводов пальцев, неподвижно закрепленных на каркасах первого-четвертого пальцев и соединенных с их исполнительными механизмами. Приемная гильза шарнирно закреплена в корпусе с возможностью приведения-отведения, неподвижно соединена с ротором первого потенциометра и шарнирно упруго соединена с подпружиненным рычагом, который соединен

со статором первого потенциометра. Подпружиненный рычаг посредством шатуна, снабженного сферическими шарнирами, соединен с каркасом второго пальца. Первый потенциометр соединен с первым-третьим преобразователями сигнала, каждый из которых соответственно последовательно соединен с первым-третьим усилителями мощности, первым-третьим приводом и исполнительными механизмами второго-четвертого пальцев. Каркас второго пальца неподвижно соединен с ротором второго потенциометра, статор которого закреплен на корпусе. Каркас первого пальца неподвижно соединен с ротором третьего потенциометра, статор которого также закреплен на корпусе устройства. Второй и третий потенциометры соединены с сумматором, который соединен с первым и вторым функциональными преобразователями, последовательно соединенными с четвертым усилителем мощности, четвертым приводом и исполнительным механизмом первого пальца. Пятый палец выполнен в виде упругого звена. Каждый исполнительный механизм первого-четвертого пальцев выполнен в виде червячной передачи, червяк которой неподвижно соединен с выходным валом привода. Червячное колесо неподвижно закреплено на корпусе, а каркас пальца шарнирно соединен с осью червячного колеса. Разработка обеспечивает удобства инвалида при самообслуживании благодаря надежному удержанию объекта манипулирования, сокращению объема компенсаторных движений и сокращению времени выполнения двигательных операций при пользовании протезом. (рис. 1, 2).

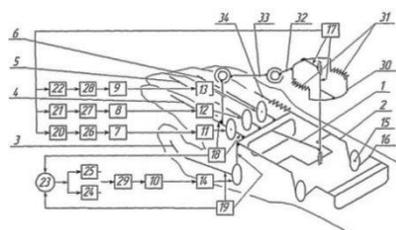


Рис. 1. Структурно-кинематическая схема протеза кисти

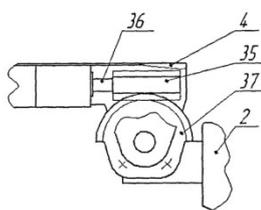


Рис. 2. Механизм исполнительный поворота каркаса пальца

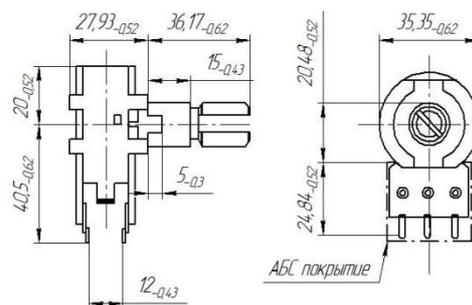


Рис. 3. Потенциометр с покрытием

Многофункциональный активный протез кисти содержит: 1) приемную гильзу, 2) корпус, 3) каркасы первого пальца, 4-6) второго-четвертого пальцев, 7-10) приводную систему функции подвижности «схват-раскрытие кисти», выполненную в виде четырех индивидуальных микроэлектроприводов пальцев, 11-14) неподвижно закрепленных на каркасах 3-6 первого-четвертого пальцев и соединенных с их исполнительными механизмами, 15-16) шарнир сгибания в лучезапястном сочленении 15 и манжету 16 на предплечье, 17-19) в устройство введены также три потенциометра, 20-22) три преобразователя сигнала 20-22, 23) сумматор 23, 24-25) два функциональных преобразователя 26-29) четыре усилителя мощности, 30) приемная гильза шарнирно закреплена в корпусе с возможностью приведения-отведения и неподвижно соединена с ротором 30 первого потенциометра 17 и шарнирно соединена с подпружиненным

посредством, 31) пружин 31 рычагом 32, на котором закреплен статор первого потенциометра 17, 33) при этом подпружиненный рычаг посредством шатуна 33, снабженного сферическими шарнирами соединен с каркасом второго пальца 4, кроме того первый потенциометр 17 соединен с первым-третьим преобразователями сигнала 20-22, каждый из которых соответственно последовательно соединен с первым-третьим усилителями мощности 26-28, первым-третьим приводом 7-9 и исполнительными механизмами второго-четвертого пальцев 11-13, кроме того каркас второго пальца 4 неподвижно соединен с ротором второго потенциометра 18, статор которого закреплен на корпусе 2, в свою очередь каркас первого пальца 3 неподвижно соединен с ротором третьего потенциометра 19, статор которого также закреплен на корпусе 2, причем второй и третий потенциометры 18, 19 соединены с сумматором 23, который соединен с первым и вторым функциональными преобразователями 24, 25, которые последовательно соединяются с четвертым усилителем мощности 29, четвертым приводом 10 и исполнительным механизмом первого пальца 14, а пятый палец 34 выполнен в виде упругого звена. При этом каждый из исполнительных механизмов 11-14 выполнен в виде червячной передачи, где червяк неподвижно соединен с выходным валом привода пальца, а червячное колесо неподвижно соединено с корпусом 2. Например (рис. 2), привод 7 второго пальца неподвижно соединен с каркасом 4 второго пальца, а червяк 35 исполнительного механизма 11 неподвижно соединен с выходным валом 36 привода, при этом червячное колесо 37 неподвижно закреплено на корпусе 2, а каркас пальца шарнирно соединен с осью червячного колеса.

Недостатком разработки является отсутствие влагоустойчивости потенциометра. Усовершенствование заключается в нанесении покрытия отверждаемой пластмассы АБС ( $(C_{15}H_{17}N)_n$ , акрилонитрил-бутадиен-стирол,  $(C_3H_3N)_x \cdot (C_4H_6)_y \cdot (C_8H_8)_z$ ), предотвращающей попадание влаги. Свойства АБС-пластика: 1) непрозрачный, материал желтоватого оттенка, 2) нетоксичность в нормальных условиях, 3) долговечность в отсутствие прямых солнечных лучей, 4) стойкость к щелочам и моющим средствам, 5) влагостойкость, 6) маслостойкость, 7) кислотостойкость, 8) теплостойкость 103 °С (до 113 °С у модифицированных марок), 9) широкий диапазон эксплуатационных температур (от -40 °С до +90 °С), 10) плотность 1.02-1.06 г/см<sup>3</sup>.

*Технология нанесения:* предварительно расплавить гранулы АБС-пластика до температуры 350 °С. После этого залить содержимое на плату устройства слоем до 1 мм и дождаться затвердевания (обычно занимает сутки). Ускорить процесс затвердевания можно с помощью печи или производственного фена. Покрытие не влияет на эксплуатационные свойства потенциометра и не дает влаге соприкоснуться с его важными элементами (рис. 3).

Выводы: предложено гидрофобное покрытие на основе АБС-пластика для защиты протеза кисти от воды.

### Литература

1. Особенности нанесения покрытий при помощи установки плазменного напыления УПН 28 / О.А. Маркелова, В.А. Кошуро, В.А. Протасова, А.В.

Лясникова // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы  
сборник материалов III Международной заочной научной конференции для  
молодых ученых, студентов и школьников. 2014. С. 333-337.

2. Технологические особенности изготовления медицинских имплантатов /  
В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, О.А. Дударева // Медико-  
экологические информационные технологии – 2015: сб. / отв. ред. Н.А.  
Корневский. 2015. С. 87-90.

3. Вольфсон С. А. АБС-пластик // Химическая энциклопедия: в 5 т / Гл.  
ред.: Кнунянц И. Л. (Т. 1–3), Зефирова Н. С. (Т. 4–5). М.: Сов. энциклопедия (Т.  
1–2); Большая Российская энциклопедия (Т. 3–5), 1988–1998.

4. Пат. РФ 2506931 от 20.02.2014. Управляемый протез кисти руки / Буров  
Г.Н., Фёдоров Е.А.

## ПАРАМЕТРИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ БИОИМПЕДАНСА В АНОМАЛЬНЫХ ЗОНАХ ПРОВОДИМОСТИ

И.А. Комлев

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

*Юго-Западный государственный университет, г. Курск*

При идентификации биофизических свойств биоматериала последний может быть представлен в виде *четырёхполюсника*, как правило, пассивного. При этом, входным воздействием является напряжение, подводимое на объект, а выходным – падение напряжения на индикаторном сопротивлении или токовом резисторе [1]. На рис. 1 представлена простейшая модель биоматериала, состоящая из параллельно включенных резистора  $R_1$  и конденсатора  $C_1$ . Токовый резистор  $R_2$  служит для определения тока в биообъекте.

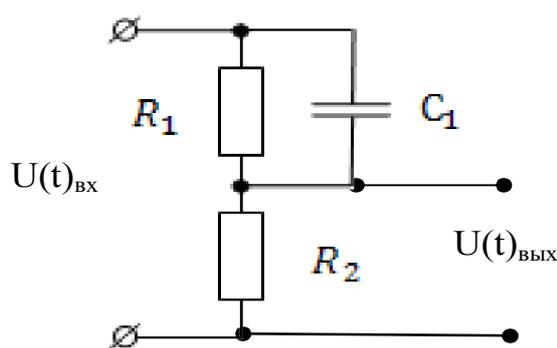


Рис. 1. Модель биоматериала в виде пассивного четырёхполюсника

При использовании модели рис. 1 биоматериал описывается двумя параметрами. Достаточно выполнить два измерения на входе и выходе, составить систему из двух уравнений и, решив ее, получить соответствующие параметры модели. На основе полученных параметров могут быть построены классификаторы, позволяющие определять функциональное состояние органов и система человека или эффективность лекарственных назначений.

К сожалению, представленная модель не обладает должной избирательностью, поэтому использовать ее в практической медицине весьма сложно. В связи с этим в биоимпедансометрии привлекают внимание аномальные зоны электропроводности, так называемые биоактивные точки или БАТы, которые более тесно связаны с органами и системами человека, а также обладают определенной избирательностью. Одним из интереснейших свойств БАТ является изменение их параметров при воздействии на них зондирующим напряжением. Параметры чувствительны как ко времени воздействия, так и к величине воздействия. При этом имеют место как обратимые, так и необратимые изменения. Это свойство является источником помех при биоимпедансных исследованиях. Однако сам процесс вариации параметров БАТ может быть использован в качестве источника информации для мониторинга и классификации состояния органов и систем, связанных с данной БАТ. Если использовать на входе модели ступенчатообразное зондирующее напряжение, то модель строится для каждой «ступеньки» с последующим формированием пар параметров модели ( $RI$ ,  $CI$ ) для каждой «ступеньки».

Схема алгоритма построения параметрической модели биоимпеданса для зондирующего напряжения синусоидальной формы представлена на рисунке 2. Отличительной особенностью способа синтеза пространства информативных признаков для идентификации биоматериалов в экспериментах *in vivo* состоит в том, что с целью снижения дисперсии графика Коула тетрада информативных признаков  $\{x_1, y_1, x_2, y_2\}$  формируется не на одной частоте, а на паре частот  $\omega_A, \omega_B$ . Это значит, что в каждом частотном диапазоне, определяемом парой частот, строится своя частотная модель биоткани

$$Z(j\omega) = \frac{R_1 + R_2 + j\omega R_1 C_1}{1 + j\omega R_1 C_1}. \quad (1)$$

Если нестационарности в АЧХ велики, то необходимо использовать много пар частот, если же нестационарностей мало, то это, соответственно ведет к снижению используемых пар частот, на которых осуществляется непараметрическое моделирование.

Для построения вышеописанной модели необходимо получить график Коула на всем диапазоне частот зондирующего тока. После этого осуществляется выбор пар частот, на которых осуществляется непараметрическое моделирование, то есть получение тетрады информативных признаков.

Выбор подходящих пар частот осуществляет эксперт – лицо, принимающее решение (ЛПР) в процессе разведочного анализа. Отметим также, что выделение динамической составляющей импеданса, осуществляемое в блоках 5 и 6 может носить формальный характер, что зависит от точности, с которой производятся биоимпедансные измерения, так как динамическая составляющая составляет единицы процентов от базовой. Следовательно, если аппаратная поддержка не позволяет достичь требуемой точности измерения биоимпеданса, то блок 5 в схеме алгоритма рис. 2 игнорируется, а в блоке 6 полагается, что динамическая составляющая биоимпеданса равна нулю.

Затем осуществляется моделирование импеданса многоэлементным пассивным РС – двухполюсником с последующим решением системы двух нелинейных уравнений для каждой пары частот из заданного континуума. В результате получаем тетраду информативных признаков для каждой пары частот из заданного континуума.

Таким образом, предложены две параметрические модели биоимпеданса в аномальных зонах проводимости (БАТ). Первая параметрическая модель построена для ступенчатой формы зондирующего напряжения. Вторая модель построена для зондирующего напряжения синусоидальной формы. Обе модели предназначены для получения зависимостей вариаций параметров модели от параметров зондирующего напряжения. Модели предназначены для построения многоагентных классификаторов состояния живых систем.

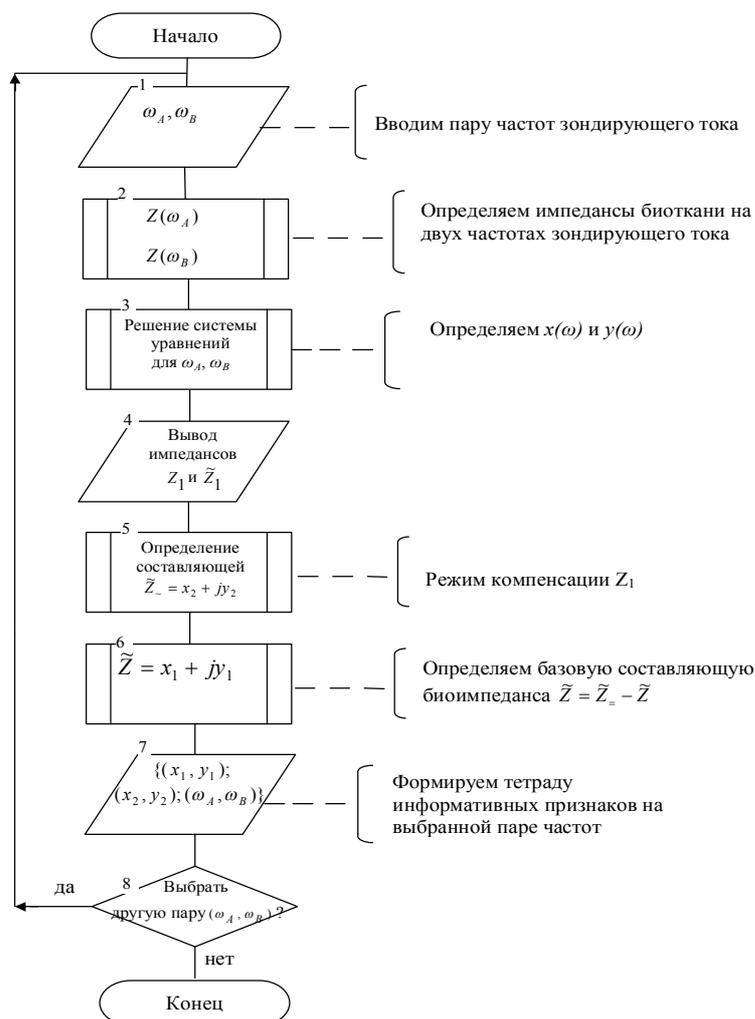


Рис. 2. Схема алгоритма параметрической модели

### Литература

1. Суржикова С.Е., Кассим Кабус Д.А., Филист С.А. Метод исследования электрических характеристик биоактивных точек // Научный взгляд на современный этап развития общественных, технических, гуманитарных и естественных наук. Актуальные проблемы: сб. статей по итогам Всерос. науч.-практ. конф. СПб., 2014. С. 118-121.

## ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЛЯ ОБРАБОТКИ БИМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В СРЕДЕ МАТЛАБ

И.А. Малютина

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

*Юго-Западный государственный университет, г. Курск*

Обработка медицинских цифровых изображений на протяжении последних десятилетий является объектом пристального внимания исследователей. Множество работ посвящено математическим и программным методам в данной области, а также разработке аппаратных средств. Интерес исследователей к современным средствам обработки рентгеновских медицинских изображений обусловлен возросшими требованиями к качеству и надежности разрабатываемых диагностических систем.

Для исследования цифровых биомедицинских изображений на кафедре биомедицинской инженерии создано программное обеспечение, позволяющее получить набор дескрипторов, предназначенных для построения классификаторов изображений. Исходный интерфейс (главное окно) этого программного обеспечения, разработанного в среде МАТЛАБ, представлен на рис. 1.

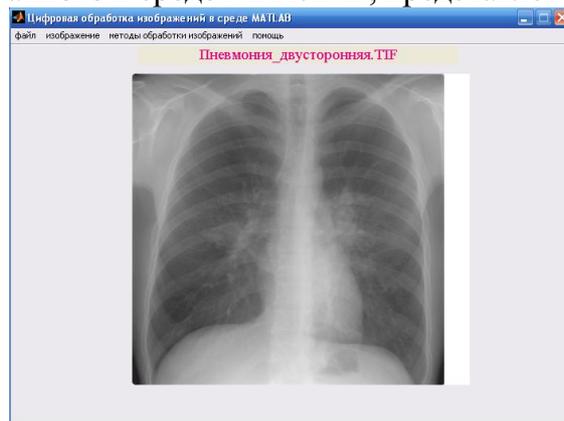


Рис. 1. Исходный интерфейс программного обеспечения для обработки биомедицинских изображений в среде МАТЛАБ

Среди многочисленных возможностей данного программного обеспечения необходимо выделить программные модули, реализующие спектральные методы обработки изображений. Цель разработки этих модулей – получить инструментальную среду для классификации изображений на основе дескрипторов Фурье. Дескрипторы Фурье определялись из модулей отсчетов оконного двумерного преобразования Фурье на основе выдвинутой концепции построения классификатора рентгенограмм грудной клетки. Согласно этой концепции рентгенограмма грудной клетки сканируется окнами переменного размера. Для каждого размера окна строится свой классификатор, который относят к «слабым» классификаторам. Для построения «слабого» классификатора используют дескрипторы, определяемые по гистограмме яркости амплитудного двумерного спектра Фурье. На рис. 2 в качестве примера представлены два фрагмента флюорограммы грудной клетки, полученных в

окнах одного и того же размера. Справа показаны соответствующие им амплитудные спектры Фурье.

При исследовании оконных спектров флюорограмм грудной клетки были обнаружены эволюции амплитудных спектров Фурье в зависимости от наличия или отсутствия патологии. Эти эволюции могут быть обнаружены посредством «слабых» классификаторов, построенных на основе обучаемых нейронных сетей. В качестве информативных признаков были использованы гистограммы яркости изображения оконного амплитудного спектра Фурье. Примеры таких гистограмм показаны на рис. 3. Для сравнения, слева показаны гистограммы яркости соответствующих исходных изображений в окне.

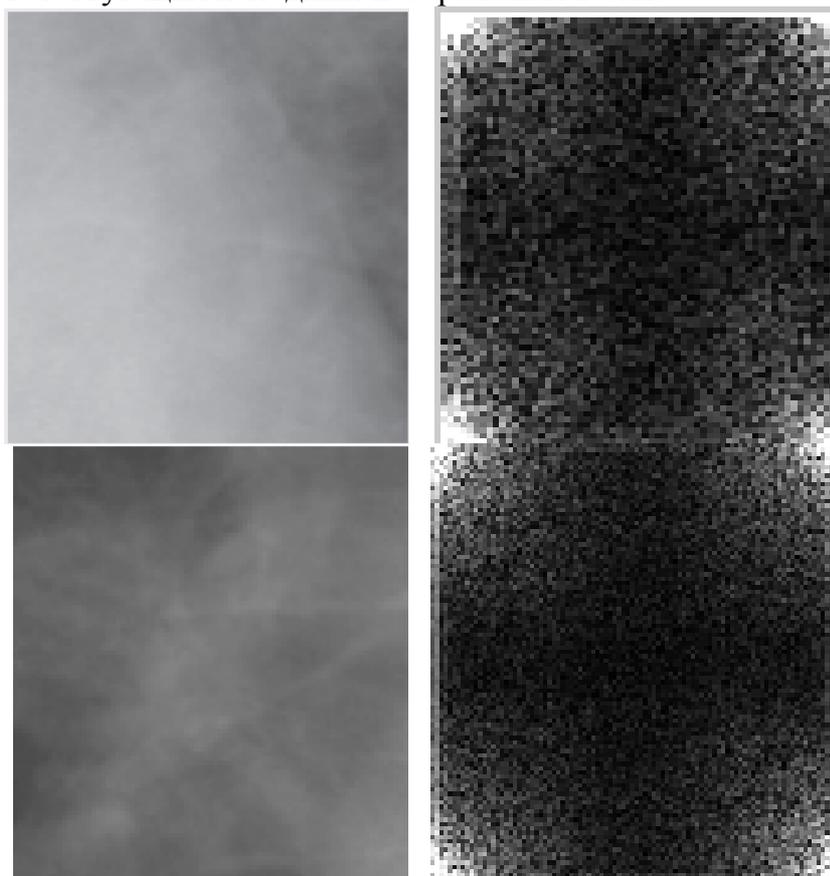


Рис. 2. Изображения оконных фрагментов флюорограммы грудной клетки (слева) и их оконные двумерные преобразования Фурье (справа)

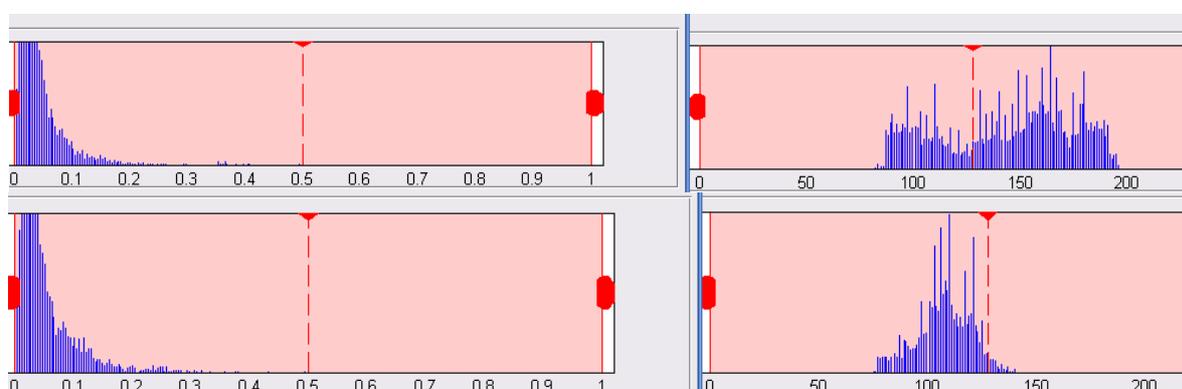


Рис. 3. Гистограммы яркости оконных фрагментов флюорограммы грудной клетки (справа) и гистограммы их оконных двумерных амплитудных преобразований Фурье (слева)

Анализ изображений, примеры которых показаны на рис. 2 и 3, показал, что форма гистограммы яркости оконных спектров показала более высокую устойчивость по сравнению с соответствующими формами, получаемыми у изображений-оригиналов, что позволило на ее основе сформировать дескрипторы, воспользовавшись методикой, предложенной в [1, 2].

«Слабые» классификаторы строятся для каждого размера окна. Для объединения «слабых» классификаторов в «сильные» так же используются обучаемые нейронные сети прямого распространения. Обучение классификаторов осуществляется для каждой патологии и для каждого размера окна.

Таким образом, разработано программное обеспечение для анализа и классификации рентгеновских снимков, позволяющее осуществлять анализ амплитудных спектров Фурье в скользящем окне. Рентгеновское изображение последовательно сканируется скользящими окнами различного размера. В каждом окне определяется амплитудный спектр Фурье. На основе анализа гистограмм яркости амплитудного спектра Фурье в окне получают дескрипторы. Эти дескрипторы используют в качестве пространства информативных признаков для «слабых» классификаторов, построенных на основе обучаемых нейронных сетей. Они относят фрагмент изображения, попавшего в скользящее окно, к определенному классу. Окончательное решение принимает «сильный» классификатор, построенный на основе «слабых» классификаторов.

#### Литература

1. Томакова, Р.А., Емельянов С.Г., Филист С.А. Интеллектуальные технологии сегментации и классификации биомедицинских изображений. Курск: Юго-Зап. гос. ун-т, 2012. 222 с.
2. Автоматические классификаторы сложно структурируемых изображений на основе мультиметодных технологий многокритериального выбора / С.А. Филист, М.В. Дюдин, И.В. Зуев и др. // Вопросы радиоэлектроники. Сер. Системы и средства отображения информации и управления спецтехникой. (СОИУ), 2015. Вып. 1. С. 130-140.

### **МИКРОВОЛНОВАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ ПУЗЫРНО-МОЧЕТОЧНИКОВОГО РЕФЛЮКСА**

Д.А. Хромов

Научный руководитель: к.т.н., доцент М.К. Седанкин \*

*Научный исследовательский университет  
Московский энергетический институт, г. Москва  
\*Московский технологический университет, г. Москва*

Пузырно-мочеточниковый рефлюкс – это нефизиологический обратный заброс мочи из мочевого пузыря в мочеточник и почку. Ретроградный отток мочи обусловлен нарушением работы клапанного механизма между мочевым

пузырем и мочеточником. ПМР диагностируется у 1 % детского населения и у 30-50 % детей с инфекциями мочевых путей. Поздняя диагностика ПМР приводит к развитию различных осложнений, в том числе хронической почечной недостаточности [1, 2]. Комплексное обследование пациента в рамках диагностики ПМР включает: микционную цистоуретрографию и радионуклидную цистографию. Оба метода занимают ведущее место в выявлении ПМР, однако требуют применения ионизирующего излучения и катетеризации мочеиспускательного канала для введения контраста, что сопряжено с лучевой нагрузкой и со значительной травматизацией организма. Поэтому необходимо создать методику выявления рефлюкса, позволяющую снизить вредное воздействие на организм. В качестве такого метода может быть рассмотрена радиотермометрия. Методика выявления ПМР с помощью микроволновой радиотермометрии уже описана в работе [3]. Во время диагностики происходит безболезненное прогревание мочи внутри мочевого пузыря с целью повышения её температуры до 42 °С. У пациентов с развившейся болезнью рефлюкс вызовет отток предварительно прогретой мочи обратно в мочеточники и почки, что повысит температуру почек выше исходной нормы (37 °С). Проводя мониторинг температуры внутри почки при помощи микроволнового радиотермометра, можно неинвазивно зарегистрировать повышение температуры и тем самым судить о наличии или отсутствии ПМР [3].

Для адаптации радиотермометрии ПМР проведены теоретические исследования применяемых медицинских антенн. Создана математическая модель радиотермометрии ПМР (рис. 1). Проведено моделирование электрического поля серийной волноводной антенны  $\varnothing$  40 мм и высотой 44 мм, применяемой в радиотермометре «РТМ-01-РЭС» для обследования молочных желёз [4]. Для верификации заданной математической модели многослойной структуры с помощью численного решения уравнений Максвелла в пакетах программ электродинамического моделирования проведено математическое моделирование электрического поля спиральной антенны, описанной в работе [5].

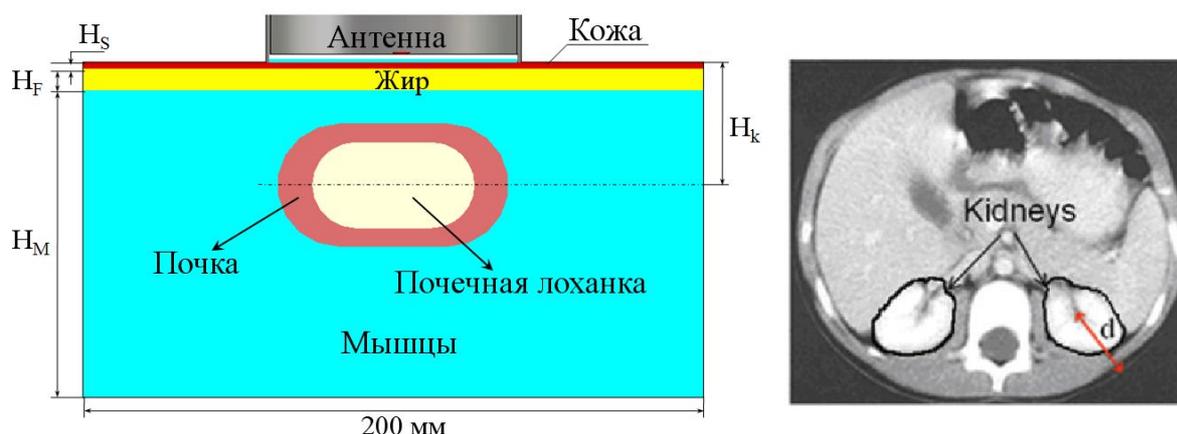


Рис. 1. Объект исследования (слева):  $H_M = 100$  мм;  $H_F = 7$  мм;  $H_S = 2$  мм;  $H_k = 40$  мм; Реальное КТ – изображение ребенка в возрасте 4 лет в поперечном сечении тела на уровне почек (справа) [5]

Объем почки и почечной лоханки, заполненной мочой: 75 мл и 25 мл соответственно [5]. Электродинамические параметры задействованных в модели тканей определены в диапазоне частот 1-5 ГГц в соответствии с [6, 7].

По результатам расчёта спиральной антенны, которые совпадают с результатами, полученными в работе [5], можно делать вывод о том, что построенная модель корректна. В качестве оценки антенны использовался КСВ (рис. 2).

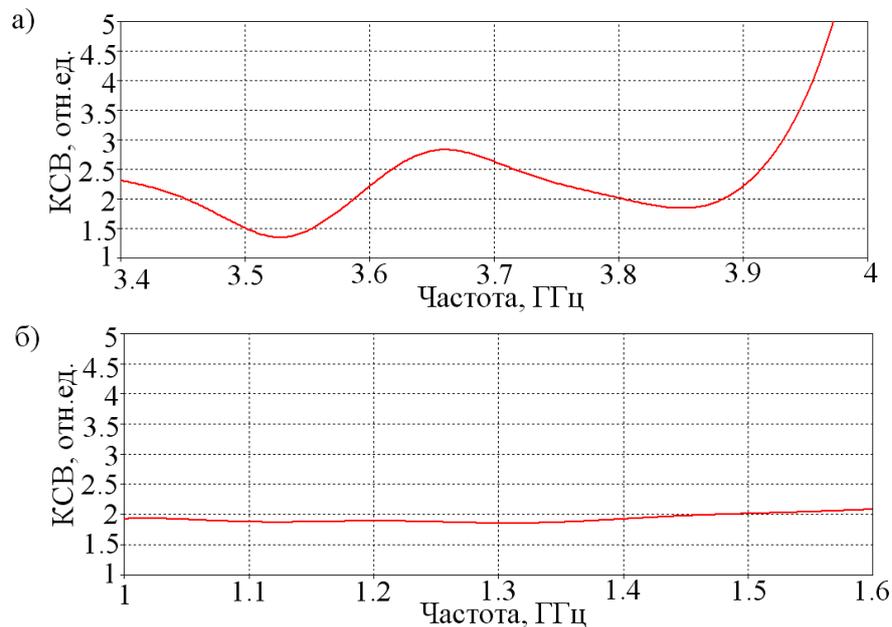


Рис. 2. КСВ волноводной (а) и спиральной (б) антенн

Моделирование волноводной антенны  $\varnothing 40$  показало, что антенна имеет приемлемый КСВ  $< 3$  в полосе частот 3.4-4.2 ГГц, но несколько хуже, чем у спиральной антенны [5]. Это будет учтено в дальнейших исследованиях связанных с разработкой волноводной антенны для диагностики ПМР.

#### Литература

1. Новые подходы лучевой диагностики пузырно-мочеточникового рефлюкса у детей / Шарифуллин В. А. [и др.] // Медицинская визуализация. 2008. В. 6. С. 49-54.
2. Борисова О. А. Диагностическая эффективность радионуклидных, ультразвуковых и рентгеновских исследований детей с пузырно-мочеточниковым рефлюксом: дис. ... канд. мед. наук. М., 2010. 86 с.
3. Microwave radiometry for non-invasive detection of vesicoureteral reflux (VUR) following bladder warming / Stauffer, P. [et al.] // SPIE Press. V. 7901. 2011. P. 1-18.
4. Седанкин М.К. Антенны-аппликаторы для радиотермометрического исследования тепловых полей внутренних тканей биологического объекта: дис. ...канд. техн. наук. М., 2013, 190 с.
5. Modeling the detectability of vesicoureteral reflux using microwave radiometry/ Arunachalam K. [et al.] // Phys. Med. Biol. 2010. V. 55, N 18. P. 5417-5435.
6. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology*. 1996; 41:2271– 2293. [PubMed: 8938026].
7. A study of dielectric properties of proteinuria between 0.2 GHz and 50 GHz / Mun, P. S. [et al.] // PLOS ONE. 2015. V. 10 (6). P. 12.

## УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЙ ГЛАЗ

К.Л. Хузягулова

Научный руководитель: к.т.н., доцент Т.В. Мирина

*Уфимский государственный авиационный технический университет, г. Уфа*

В последнее время большой популярностью пользуются различные альтернативные способы управления электронными устройствами, в частности, компьютером. Это связано с развитием концепции «умный дом», популярностью компьютерных игр и развитием технологий для людей с ограниченными возможностями. Одной из таких альтернатив является окулография (ай-трекинг) – отслеживание движений глаз. Большое разнообразие областей применения окулографов включает: медицинские и научные исследования, интерфейсы «человек-машина», маркетинговые исследования, технологии виртуальной реальности, симуляцию транспортных средств и другое. С 2005 года окулографы используются в коммуникационном оборудовании для людей с ограниченными возможностями. Эти системы позволяют обучаться, общаться, работать в интернете, используя исключительно глаза. Целью работы является разработка подобного устройства – электроокулографа.

Электроокулография (ЭОГ) – это отдельная отрасль электрофизиологии, использующая электрические свойства глазного яблока. По своим электрическим свойствам глазное яблоко является диполем, потому что сетчатка глаза заряжена отрицательно по отношению к роговице. Электрическая ось глазного яблока примерно совпадает с оптической осью и, следовательно, может служить индикатором направления взора. Для регистрации горизонтальной составляющей движений глаз обычно используются электроды, расположенные около носового и височного угла глазной щели, а для регистрации вертикальной составляющей – электроды, расположенные у нижнего и верхнего края глазной впадины. Если человек смотрит прямо, электроды находятся примерно на одинаковом расстоянии от сетчатки и роговицы глаза. При повороте глаз один из электродов становится ближе к положительному полюсу, а другой – к отрицательному. Таким образом, первый электрод становится электроположительным, а второй становится электроотрицательным. Регистрируя разность потенциалов между электродами, можно получить информацию о движениях глаз. Знак полученного сигнала несет информацию о направлении движений глаз, а величина – об угле поворота глаз [1].

После анализа выпускаемых устройств и патентных исследований автором была поставлена задача повышения точности регистрации движений глаз и расширения функциональных возможностей. Исходя из этого создана структурная схема устройства (рис. 1).

Потенциалы, возникающие при движении глаз, воспринимаются активными емкостными датчиками PS25202, которые не требуют специального электропроводящего геля [2]. Благодаря этому возможно крепление всех

датчиков на специальной маске или очках, что позволит повысить комфортность при использовании данного устройства. Для измерения отдельно вертикальной и горизонтальной составляющей движений глаз используется по 2 датчика. Каждая пара датчиков формирует свой канал преобразования сигнала, структура каналов одинаковая. Каждый активный датчик также подавляет низкочастотную часть сигнала до 0,05 Гц. Сигналы с датчиков подаются на инструментальный усилитель INA337, с помощью которого выделяется разность потенциалов между двумя датчиками и подавляется синфазная составляющая. Далее с помощью фильтра низких частот удаляется сигнал частотой более 10 Гц. Амплитуда сигнала ЭОГ мала и обычно лежит в пределах 0,02...2 мВ, поэтому его необходимо усилить [3]. Для усиления сигнала в схеме используется операционный усилитель, коэффициент усиления которого настраивается с помощью микроконтроллера. Это обусловлено тем, что амплитуда сигнала также зависит от индивидуальных особенностей человека. Полученный с помощью описанных преобразований сигнал ЭОГ является двухполярным, поэтому, для возможности дальнейшей обработки, он сдвигается в положительную область с помощью схемы смещения сигнала.



Структурная схема электроокулографа

Далее полученный сигнал, несущий информацию о движениях глаз, поступает на микроконтроллер JN5148, где переводится в цифровую форму с помощью встроенного аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Точное опорное напряжение для АЦП обеспечивает источник опорного напряжения. Для хранения данных при отключении питания служит флэш-память. Микроконтроллер имеет модуль беспроводной связи ZigBee, с помощью

которого оцифрованный сигнал отправляется на компьютер, а также принимаются сигналы настройки и управления с компьютера. На голове пользователя кроме датчиков электрического поля также устанавливается датчик движения. Он позволит компенсировать помехи, являющиеся следствием движений головы.

Кроме того, при необходимости, это позволит управлять устройствами не только при помощи движений глаз, но и при помощи движений головы. В качестве датчика движений головы используется микроэлектромеханический датчик ICM-20608-G, который отправляет данные на микроконтроллер по двухпроводному последовательному интерфейсу I2C. Напряжения, необходимые для питания всех микросхем и датчиков, обеспечиваются аккумуляторным блоком питания.

Таким образом, разработанное устройство регистрирует движения глаз человека и с помощью беспроводной связи отправляет данные на компьютер для дальнейшей обработки. Оно портативное, имеет небольшие массогабаритные показатели и может крепиться на руку. Все датчики могут быть расположены на специальной маске. Такое устройство может быть полезно людям с ограниченными возможностями как устройство ввода информации при работе с компьютером (альтернатива компьютерной мыши). Также оно может применяться для управления бытовыми приборами.

#### Литература

1. Барабанщиков В.А., Милад М.М. Методы окулографии в исследовании познавательных процессов и деятельности. М.: Ин-т психологии РАН, 1994. 88 с.
2. Бекмачев, А. Датчики Epic от Plessey Semiconductors – прорыв в сенсорных технологиях // Компоненты и технологии. 2013. № 1. С. 130-133.
3. Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Филист С.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий. Курск: Курская городская типография, 1999. 537 с.

## **АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ СНИЖЕНИЯ РИСКА ТРАВМ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ УПРАЖНЕНИЙ ТЯЖЕЛОЙ АТЛЕТИКИ**

А.А. Ярославцев

Научный руководитель: к.т.н., доцент А.Н. Варнавский

*Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань*

В настоящее время внутренняя политика России направлена на оздоровление нации. Спортом занимаются порядка 42 миллионов человек, из них около 8 миллионов – профессионально.

В большинстве видов спорта помимо техники и мастерства необходима физическая сила. Для ее развития прибегают к занятиям с использованием упражнений из тяжелой атлетики и пауэрлифтинга. И зачастую спортсмены

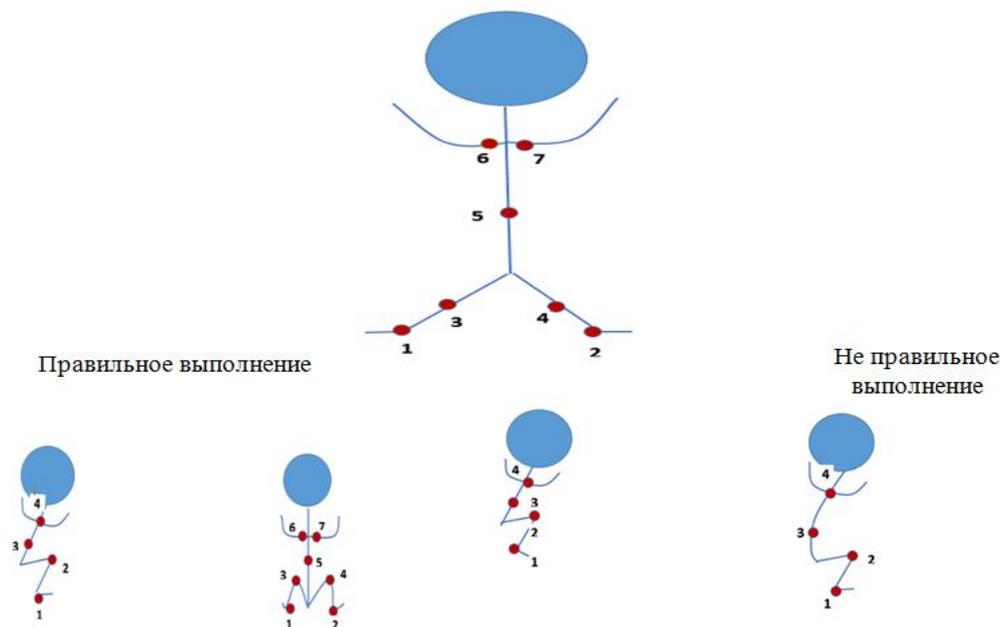
травмируются, особенно новички, связано это, прежде всего, с неправильной техникой выполнения упражнений.

Чаще всего травмируются верхние и нижние конечности, а также спина. Повреждения спины приводят к межпозвоночным грыжам, тресканию и смещению позвоночных дисков. В нижних конечностях чаще всего страдают колени, что приводит к повреждению менисков. Травмы верхних конечностей часто связаны с повреждением локтевых суставов. Все эти травмы дадут знать о себе в дальнейшем. При этом практически отсутствуют технические средства для решения обозначенной проблемы.

Разработаем модель для оценки того, правильно ли выполняется упражнение. Данную модель рассмотрим на примере упражнения «присед».

На рисунке представлено схематичное изображение спортсмена, а также его профиль при правильном и неправильном выполнении упражнения «присед». В последнем случае неверное выполнение данного упражнения связано с тем, что спортсмен гнет спину или неверно располагает колени и стопы.

Выделим опорные точки, описывающие положение профиля спортсмена в пространстве. В нашем случае точки 1, 2 – пятки, 3, 4 – колени, 5 – поясница, 6, 7 – плечи. Затем необходимо задать правильные и не правильные положения. При правильном выполнении пятки не должны отрываться от пола, спина должна быть прямая, плечи должны податься вперед. В противоположном случае, если выпадает хотя бы одно положение, упражнение считается выполнено неверно и спортсмен может получить травму.



Правильные и неправильные положения можно оценить, если определять координаты опорных точек и сравнивать их между собой в соответствии с набором правил.

Введем обозначения для координат опорных точек.

$X_1, X_2, X_3, X_4$  – абсциссы опорных точек 1, 2, 3, 4 соответственно.

$Y_1, Y_2, Y_3, Y_4$  – ординаты опорных точек 1, 2, 3, 4 соответственно.

Начальные координаты опорных точек обозначим как  $X_{01}, X_{02}, X_{03}, X_{04}, Y_{01}, Y_{02}, Y_{03}, Y_{04}$ .

Текущие координаты в момент времени  $t$  обозначим как  $X_{t1}, X_{t2}, X_{t3}, X_{t4}, Y_{t1}, Y_{t2}, Y_{t3}, Y_{t4}$ .

Точки рассматриваются по осям  $x$  и  $y$  в начальный и конечный момент времени и определяются положения между ними. Следует отметить, что здесь точки пяток, колен и плеч представлены в виде одного значения  $x$  и  $y$ , так как они симметричны. Так, пятки должны всегда находиться в одном статичном положении, следовательно, их  $x$  и  $y$  в начальный и конечный момент времени должны быть одинаковы  $X_{t2}=x_{01}, Y_{t2}=y_{01}$ . Плечи подаются вперед, что говорит о их продвижении по оси  $x$ ,  $X_{t2}>x_{04}$ , а так как происходит небольшой наклон вперед, то происходит уменьшение по оси  $y$ ,  $Y_{t2}<y_{04}$ .

Если человек при выполнении упражнения отрывает пятки от пола, то система отмечает, что у значения  $Y_1$  (пятки) у в конечный момент времени больше, чем в начальный, что программируется как не правильный вариант, и система выдает звуковой сигнал, символизирующий не правильное выполнение упражнения.

Тогда можно составить набор правил, согласно которому можно осуществлять классификацию того, правильно ли сделано упражнение. В таблице приведены некоторые правила, описывающие верные и неверные выполнения упражнений.

Пример правил для классификации правильности выполнения упражнений

	$X_1$	$Y_1$	$X_2$	$Y_2$	$X_3$	$Y_3$	$X_4$	$Y_4$	
$T_1$	$X_{01}$	$Y_{01}$	$X_{02}$	$Y_{02}$	$X_{03}$	$Y_{03}$	$X_{03}$	$Y_{04}$	
$T_2$	$X_{t2}=X_{01}$	$Y_{t2}=Y_{01}$	$X_{t2}>X_{02}$	$Y_{t2}<Y_{02}$	$X_{t2}>X_{03}$	$Y_{t2}<Y_{03}$	$X_{t2}>X_{04}$	$Y_{t2}<y_{04}$	Верно
$T_2$	$X_{t2}=X_{01}$	<b><math>Y_{t2}&gt;Y_{01}</math></b>	$X_{t2}>X_{02}$	$Y_{t2}<Y_{02}$	$X_{t2}>X_{03}$	$Y_{t2}<Y_{03}$	$X_{t2}>X_{04}$	$Y_{t2}<y_{04}$	Неверно
$T_2$	$X_{t2}=X_{01}$	$Y_{t2}=Y_{01}$	$X_{t2}>X_{02}$	$Y_{t2}<Y_{02}$	<b><math>X_{t2}&lt;X_{03}</math></b>	$Y_{t2}<Y_{03}$	$X_{t2}>X_{04}$	$Y_{t2}<y_{04}$	Неверно

Для автоматизации процесса контроля правильности выполнения тренировочных упражнений тяжелой атлетики и пауэрлифтинга спортсменом необходимо использовать следующие элементы: камера, АЦП, микрокомпьютер, динамик.

Видеокамера снимает изображение, затем АЦП преобразует аналоговый сигнал в дискретный, который попадает на микрокомпьютер, где происходит сканирование изображения, на основе этого программа выделяет основные точки и положения между ними в начальный и конечный момент времени [1]. Затем происходит проверка правильности выполнения упражнения путем подбора правил заданной математической модели. Если упражнение выполнено

неправильно, то издается звуковой сигнал, вследствие чего спортсмен корректирует свою технику и продолжает выполнение упражнения. Если же техника верна, то система молчит.

В среде визуального программирования LabVIEW [2, 3] осуществлено моделирование работы данной системы. При этом для распознавания изображения использовалась библиотека IMAQ Vision.

В нашем случае для того, чтобы распознать изображение, будет использоваться метод граничных алгоритмов. Этот метод выбран потому, что благодаря ему можно определять точки, которые будут находиться на границе областей.

Данная система позволит контролировать процесс выполнения упражнений, избежать возникновения ошибок в технике, облегчить работу тренерскому составу. Потребителями данной системы могут быть коммерческие и государственные организации, такие как школы, университеты, спортивные клубы.

#### Литература

1. Фисенко В.Т., Фисенко Т.Ю. Компьютерная обработка и распознавание изображений: учеб. пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. 192 с.
2. Свиридов Е.В. Листратов Я. И. Виноградова Н.А. Разработка прикладного программного обеспечения в среде LabVIEW. М.: МЭИ, 2005. 50 с.

### **ПРИМЕНЕНИЕ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В МЕДИЦИНЕ И ИМПЛАНТОЛОГИИ**

М.В. Загибашев, Д.А. Кудрявцев, И.П. Гришина, О.А. Маркелова  
Научные руководители: ассистент О.А. Маркелова,  
к.т.н., доцент И.П. Гришина

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

В последние годы аддитивные технологии стали широко известны во всем мире. Как оказалось, 3-D печать по определенной модели может значительно упростить решение множества современных проблем и облегчить жизнь человечеству. Наиболее полно аддитивные технологии могут проявить себя в медицине.

Аддитивное производство – процесс соединения материалов и выращивания объектов по 3D-модели, как правило, слой за слоем.

На данный момент 3D-биопечать ещё не доросла до того уровня, когда искусственно выращенные человеческие органы можно будет использовать для трансплантации. Однако вскоре ситуация может измениться, так как уже успешно проведены первые испытания по пересадке органов на мышах.

Уже сейчас использование 3D принтера в медицинских целях позволяет создавать недорогие модели, которые служат для изучения особенностей

болезни. Это позволяет провести более успешную операцию, сократить ее время проведения, безошибочно подобрать схему лечения, что в разы ускоряет время выздоровления больного.

В частности, российские учёные из компании 3D Bioprinting Solutions разработали 3D-биопринтер FABION, на котором напечатали щитовидную железу. Орган был пересажен мыши и успешно прижился [1].

Исследования демонстрируют возможность реконструкции обширных дефектов черепно-лицевых костей с помощью индивидуальных керамических имплантатов, изготовленных на 3D принтере 3DCeram Ceramaker, которые показали хорошие механические и остеокондуктивные свойства. Выбор материала и опций был осуществлен исходя из данных, приведенных в профильной литературе. Из полимеров, наиболее часто используемым является полиметилметакрилат (PMMA) по причине его низкой стоимости и простоты в использовании. Также в последнее время появились индивидуальные имплантаты из полиэфирэфиркетона [2].

Аддитивные технологии позволяют не только восстановить повреждённые органы и ткани в теле человека, но и улучшить возможности некоторых органов. Ученые уже смогли смоделировать и распечатать бионическое ухо. Оно было выращено из хрящевых тканей с добавлением полимеров с серебряными наночастицами.

Отдельно стоит упомянуть про 3D-печатные имплантаты. Во-первых, их активно используют при зубном протезировании. Уже было проведено несколько успешных операций по пересадке позвонков и других участков костной системы. На примере интересного случая, когда у больного раковая опухоль распространилась на пять позвонков, которые нельзя было заменить стандартными титановыми аналогами точечная 3D-печать позвонков, помогла спасти мужчину[2].

Анализ вышеизложенного материала позволяет сделать вывод о насущной необходимости совершенствовать следующие свойства аддитивных технологий:

- повышать производительность всех видов технологий;
- повышать геометрическую точность изготавливаемых изделий;
- расширять ассортимент используемых конструкционных материалов [3].

Несмотря на то, что современные аддитивные технологии используются часто для изготовления различного вида моделей, они практически полностью преобразили все стадии создания изделий и уже нашли применение в большинстве отраслей промышленности.

Аддитивные технологии уже произвели подлинную техническую революцию, но их будущие возможности почти безграничны.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-33-60154 мол\_а\_дк, стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4.*

#### Литература

1. Чухай И.О. 3D принтеры меняют будущее производства // Технические и математические науки: Молодежный научный форум: сб. статей по

материалам XI студенческой Междунар. заочной науч.-практ. конф. [Электронный ресурс]. М.: Изд. «МЦНО», 2014. № 4 (11). С. 26-31

2. Additive Manufacturing to Produce Complex 3D Ceramic Parts / T. Chartier, C. Dupas, M. Lasgorceix, J. Brie, N. Delhote, C. Chaput // Journal of Ceramic Science and Technology. 2014. 6 (2). P. 95-104.

3. Валетов В. А. Аддитивные технологии (состояние и перспективы): учеб. пособие. СПб.: Университет ИТМО, 2015. 63 с.

4. Наноматериалы и композиты на их основе для биоинженерии / Гришина И.П., Дударева О.А., Маркелова О.А., Лясникова А.В. // Будущее науки – 2013: материалы Междунар. молодеж. науч. конф. / отв. ред. Горохов А.А. 2013. С. 224-226.

5. Разработка технологической схемы для формирования пористых покрытий из индивидуальных частиц порошка / Таран В.М., Дударева О.А., Маркелова О.А., Каплей А.А. // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы: сб. матер. V Междунар. научн. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. 2016. С. 149-151.

6. Методы исследования свойств материалов и покрытий: учеб. пособие / Лясникова А.В., Гришина И.П., Маркелова О.А., Дударева О.А. Саратов, 2016. 108 с.

7. Модифицированные гидроксиапатиты и нанокомпозитные покрытия на их основе: учеб. пособие / Лясникова А.В., Дударева О.А., Маркелова О.А., Гришина И.П., Лясников В.Н. Саратов, 2016. 124 с.

## МОДЕРНИЗАЦИЯ ЭНДОПРОТЕЗА ПЛЕЧЕВОГО СУСТАВА

И.Н. Кармилицин

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

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

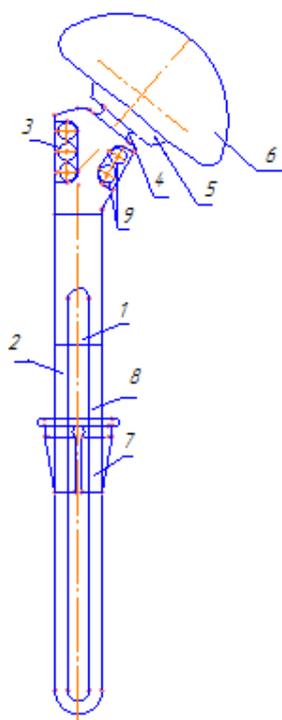
Эндопротезирование плечевого сустава – это операция, при которой безнадежно поврежденные части плечевого сустава удаляются, а вместо них устанавливаются искусственные компоненты (эндопротез).

Эндопротезирование плечевого сустава является эффективным и часто единственным способом восстановления утраченного движения руки. Существует множество заболеваний, которые сопровождаются нарушением функции плечевого сустава, – это переломы плечевой кости, лопатки, повреждение мягкотканых структур плечевого сустава (суставной губы, сухожилий и мышц), артроз и артрит плечевого сустава, неврологический дефицит плечевого сплетения и другие. При них появляется болевой синдром, при котором человек начинает щадить плечо, сознательно уменьшая объем движений, что приводит к неправильной работе мышц и их постепенному жировому перерождению [1].

Цель работы: модификация поверхности эндопротеза локтевого сустава полировкой верхней части «чашки».

*Ревизионное эндопротезирование плечевого сустава.* При обширном повреждении мягких тканей, при выраженных дефектах костной ткани, при повторном эндопротезировании плечевого сустава (замена уже имеющегося протеза), при травматическом разрушении проксимального отдела плечевой кости могут потребоваться специальные имплантаты из-за функционального дефицита мышц. К таким, например, относится *Delta Xtend* фирмы *DePuy*. Принципиальным отличием этого эндопротеза является смещение центра ротации вниз и латерально (кнаружи), что повышает стабильность сустава и увеличивает объем движений благодаря сохраненной дельтовидной мышце [1].

*Виды эндопротезирования плечевого сустава:* 1) поверхностное эндопротезирование плечевого сустава (рисерфейсинг), при котором меняется только суставная поверхность (чаще головки плечевой кости). Особенность поверхностного эндопротезирования в том, что сама головка сохраняется, а удаляется только ее хрящевой покров, вместо которого устанавливается искусственный эндопротез; 2) однополюсное протезирование (*hemiarthroplasty – HA*). При однополюсном протезировании меняется одна из двух суставных частей плечевого сустава (меняется или головка плечевой кости, или суставная впадина лопатки); 3) тотальное эндопротезирование плечевого сустава, при котором происходит полная замена соприкасающихся поверхностей (головки плечевой кости и суставной впадины лопатки). Существуют два варианта тотального эндопротезирования плечевого сустава – это замена только суставных поверхностей сустава (*partial resurfacing arthroplasty – PRA*) и применение протезов «на ножке» (*Total Shoulder Arthroplasty – TSA*); 4) ревизионное эндопротезирование плечевого сустава – операция по замене уже имеющегося эндопротеза или его компонента [1].



Схематическое изображение эндопротеза плечевого сустава, где:

- 1 – выемка для увеличения антиротационной устойчивости,
- 2 – дистальная часть,
- 3 – проксимальная часть,
- 4 – шейка,
- 5 – головка,
- 6 – чаша,
- 7 – запорное кольцо,
- 8 – ножка,
- 9 – отверстия

Принцип фиксации ножки эндопротеза может быть бесцементным (так называемая пресс-фит фиксация, то есть плотное вколачивание) и цементным (когда компоненты фиксированы к кости с помощью костного цемента). Тот или иной тип фиксации зависит от ряда факторов, таких как качество кости, возраст пациента, сопутствующие заболевания, предполагаемая активность после операции и другие, и решается в каждом случае индивидуально [2-5].

Нами предложено усовершенствовать поверхность чаши с помощью лазерной полировки. Процесс лазерной полировки подобен обычной полировке, но только с помощью лазера повышенной точности. Мощный лазерный пучок расплавляет металл на глубину 50-100 мкм и обеспечивает его равномерное растекание. Точность полировки достигает 0,002-0,003 мкм. Коэффициент трения лазерной шлифовки меньше в сравнении с обычной шлифовкой.

Усовершенствованный эндопротез относится к категории однополюсных. Он состоит из плечевого компонента 4 размеров длиной 132 мм и диаметром соответственно 6,5; 8,5; 10,5; 12,5 мм. Плечевой компонент изготавливается из антикоррозионной азотированной стали FeCrNi стандарта ISO 5832-9 или титан-алюминий-ванадиевого сплава. При необходимости плечевой компонент сустава изготавливается индивидуально, исходя из топографо-анатомических особенностей патологии у конкретного больного. Обычно необходимость в индивидуальных плечевых ножках возникает при сложных, сочетанных переломах головки и проксимального конца диафиза плечевой кости. Головки эндопротеза плечевого сустава 3 типоразмеров – 23-16; 23-20 и 23-24 мм, соответственно, и выпускаются в 2 вариантах – моно- и биполярные.

*Выводы:* показано, что эндопротез плечевого сустава при лазерной полировке верхней части «чаши» имеет уменьшенный коэффициент трения.

#### Литература

1. <http://travmaorto.ru/118.html>
2. Патент №2470613 от 27.12.2012 / Биполярный эндопротез плечевого сустава // Горохов В.Ю., Неделько Ю.В., Шатерников Б.Н.
3. Физико-математическое моделирование процесса формирования нанопористой структуры плазмонапыленных покрытий / Таран В.М., Лясникова А.В., Протасова Н.В., Дударева О.А. // Нанотехника. 2012. № 1. С. 55-58.
4. Наноматериалы и композиты на их основе для биоинженерии / Гришина И.П., Дударева О.А., Маркелова О.А., Лясникова А.В. // Будущее науки – 2013: материалы Междунар. молодеж. науч. конф. / отв. ред. Горохов А.А. 2013. С. 224-226.
5. Технологические особенности изготовления медицинских имплантатов / Таран В.М., Лясникова А.В., Маркелова О.А., Дударева О.А. // Медико-экологические информационные технологии – 2015: сб. / отв. ред. Н.А. Корневский. 2015. С. 87-90.

## РАЗРАБОТКА КОМБИНИРОВАННОЙ ТЕХНОЛОГИИ ПОЛУЧЕНИЯ ПОКРЫТИЙ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

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*

В современной медицине для замещения костных дефектов, широко используются эндопротезы, которые устанавливаются непосредственно на место поврежденного участка. Внедрение инородного тела в организм, может вызвать ряд неблагоприятных последствий, таких как: образование выраженного фиброзного слоя, местная воспалительная реакция на фоне токсического воздействия, аллергическая реакция, развитие инфекции. Для избежания подобных побочных эффектов при изготовлении эндопротезов используют биоактивные материалы. Такие материалы предназначены для связывания их с биологическими системами, с целью образования и замещения любой ткани, и повышения эффективности лечения. Биоактивные материалы включаются в ионный обмен и метаболизм костного матрикса и частично или полностью замещаются костной тканью в процессе ее регенерации. На данный момент используются такие биоактивные материалы как: кальцийфосфатная керамика, стеклокерамика, биоактивные полимеры, биоактивные гели и композиты [1-3].

Но поскольку использование биоактивных материалов для полного изготовления эндопротезов нецелесообразно как с экономической, так и с физической точки зрения, данные материалы используются в виде покрытий.

Покрытием является искусственно сформированный на поверхности изделия слой, который отличается от материала основы по составу и физико-химическим свойствам. Существуют следующие методы нанесения покрытий:

- химическое осаждение;
- электрохимическое осаждение;
- газотермическое напыление;
- вакуумное напыление;
- диффузионное насыщение.

Самым подходящим покрытием для эндопротезов является гидроксиапатит. Гидроксиапатитное покрытие препятствует выходу ионов титана в биологические жидкости из образца, а также ускоряет процесс роста костной ткани.

Основные способы нанесения гидроксиапатитных покрытий на металлические имплантаты, применяемые в травматологии и ортопедии:

- плазменное напыление;
- электрофорез со спеканием или без него;
- радиочастотное набрызгивание ионным пучком;
- глубокое покрытие;
- осаждение физического пара;
- изостатическое сжатие;

- микродуговое и анодно-искровое напыление;
- эмалирование из фритты-суспензии;
- золь-гель технология.

При формировании гидроксиапатитового покрытия, самым главным является правильный выбор технологии получения покрытия, которая позволяет максимально сохранить все свойства гидроксиапатита.

Помимо гидроксиапатита, известны и используются другие высокоэффективные биоактивные материалы, такие как фторгидроксиапатит и трикальцийфосфат, которые также требуют верного подбора технологии получения данных покрытий.

Многолетние исследования показали высокую эффективность электроплазменного напыления в производстве эндопротезов с многослойными биокерамическими покрытиями на основе гидроксиапатита. В этом случае физико-химические и биомеханические свойства системы «имплантат – костная ткань» плавно изменяются от свойств основы к свойствам костной ткани. Причем благодаря специально созданной пористой структуре поверхности имплантата значительно повышается эффективность процессов остеоинтеграции и роста костной ткани при высоких биомеханических свойствах системы в целом.

Не менее актуальной проблемой является борьба с отторжением эндопротезов, вызванным резорбцией костной ткани. Применение лантана в составе покрытия может быть весьма эффективным решением этой проблемы, поскольку лантан обладает антимикробными и антитромбоцитными свойствами. Однако введение его в состав напыляемого покрытия экономически нецелесообразно по причине значительного расхода и невозможности введения его в определенную область эндопротеза. Поэтому является актуальной разработка комбинированной технологии электрохимического и электроплазменного формирования покрытий на эндопротезах [4, 5].

Комбинированная технология получения покрытий дает возможность улучшить свойства материала и покрытия, что позволяет в значительной степени решить проблему реабилитации пациентов после перенесенных операций по установке эндопротезов.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-33-60154 мол\_а\_дк, стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4.*

#### Литература

1. Электроплазменное напыление в производстве внутрикостных имплантатов / К.Г. Бутовский, А.В. Лясникова, А.В. Лепилин, Р.В. Пенкин, В.Н. Лясников. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2006. 200 с.

2. 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.

3. Лясникова А.В. Физические основы формирования наноструктурированных биосовместимых покрытий на медицинских

имплантатах / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Известия высших учебных заведений. Физика. 2013. № 10. Т. 56. С. 78-85.

4. Биосовместимые наноматериалы и композиционные покрытия на их основе для биомедицинской инженерии / И.П. Гришина, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, А.В. Лясникова // Конструкции из композиционных материалов. 2013. № 2. С. 22-28.

5. Теоретические основы разработки плазменных технологий и оборудования: монография / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Дударева, И.П. Гришина, О.А. Маркелова. Днепропетровск: ФОРМ Середняк Т.К., 2014. 880 с.

## **ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОКРЫТИЙ РАЗЛИЧНОЙ МОРФОЛОГИИ**

В.Н. Лясников, И.Н. Антонов, В.А. Гомон, И.П. Гришина

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

Научному и прикладному развитию в области создания высокоэффективных материалов и покрытий медицинского назначения, характеризующихся хорошей биологической совместимостью с костной тканью живых организмов, уделяется значительное внимание. Исследованы и апробированы (как *in vivo*, так и *in vitro*) биологически активные материалы различного химического состава, находящиеся в различных физико-химических состояниях. Идеальными для этой цели являются материалы и покрытия на основе гидроксиапатитных и титановых порошков (биокерамики), поскольку по химическому и фазовому составу они близки к костной ткани и характеризуется хорошей биологической совместимостью с ней, ибо минеральная составляющая костной ткани представлена в основном гидроксиапатитом кальция (ГА) [1-5].

Композиционные материалы, состоящие из металлической основы и керамического покрытия, имеют несомненные преимущества перед материалами, состоящими только из металла или керамики, поскольку они более эффективно обеспечивают остеоинтеграцию имплантатов с костными тканями и широко применяются в медицине для стоматологии и ортопедии [5-8].

Имплантат с биокерамическим покрытием можно условно рассматривать как функциональный слоистый композиционный материал, в котором металлическая основа определяет механофизические, а керамическое покрытие – биоинтеграционные свойства имплантатов. Нанесенные покрытия могут сами состоять из ряда слоев полифазного состава с различной микроструктурой и пространственной морфологией, что может обеспечивать их полифункциональность при имплантировании. Свойства керамического покрытия (матрикса), такие как устойчивость к нагрузкам, адгезия к основе, медленная резорбируемость во времени, открытая пористость и структурно-фазовый состав, создают необходимые условия для процесса глубокой

ассимиляции имплантата с костной тканью организма и не приводят к его отторжению [9-14]. Установлено, что минимальный размер открытых взаимосвязанных пор должен составлять примерно 150 мкм для обеспечения биологических потоков, необходимых для процесса остеоинтеграции и жизнедеятельности остеобластов, строящих костную ткань. Такой керамический матрикс должен активно адсорбировать протеины из плазмы крови, для чего его структура должна иметь тонкие поры, наноструктурные элементы и шероховатую поверхность.

Среди существующих методов нанесения гидроксиапатитовых покрытий на металлические подложки, обеспечивающих высокий уровень связывания имплантата с костью, для клинического применения наиболее приемлемым и практичным является метод плазменного напыления [1, 6, 9, 14]. Плазменный процесс несложен в эксплуатации, поскольку состоит из трех основных стадий: генерация плазменной струи, ввод распыляемого материала в плазменную струю, его нагрев и ускорение, взаимодействие плазменной струи и расплавленных частиц с основанием [1, 12, 15].

Установлено, что сцепление плазменно нанесенного покрытия с подложкой и его функциональные свойства зависят от многих технологических параметров: шероховатости поверхности подложки, температуры плазменной струи и подложки, дисперсности и состава порошка, дистанции напыления и ряда других условий напыления. Вариация этих параметров при напылении гидроксиапатита приводит к образованию покрытия, имеющего различный кристаллический состав между своими внутренними и внешними слоями, что может влиять на стабильность, биоустойчивость и биомеханические свойства керамических материалов [14-16]. В частности, если в составе покрытия преобладают СаО,  $\alpha$ ,  $\beta$ -трикальцийфосфаты, тетракальцийфосфаты, то они будут быстрее резорбироваться при имплантации в организм. Композиционные бифазные материалы, такие как смесь  $\beta$ -ТКФ (трикальцийфосфат)+гидроксиапатит или  $\alpha$ -ТКФ+гидроксиапатит, при плазменном напылении фиксируются сразу после напыления и содержат 17-40 % трикальцийфосфата.

Экспериментально показано, что пористая структура покрытия формируется именно методом плазменного напыления, и это способствует эффективному прорастанию костной ткани в поры имплантата.

В представленной работе проведены исследования биокерамических гидроксиапатитовых покрытий, нанесенных на различные подложки методом газоплазменного напыления. Эксперимент проводился в стандартных условиях [13] в соответствии с методикой, описанной в работах [1, 11, 12]. В качестве подложек, кроме титана, использовались легкоразрушаемые материалы (ситалл, поликор) в целях получения качественных сколков для анализа поперечных шлифов покрытий. Микрофотографии получали на сканирующем электронном микроскопе MIRA II LMSU в разных продольных и поперечных областях поверхности.

Ранее авторами проведено исследование электроплазменных покрытий на основе порошков синтетического гидроксиапатита с различными гранулометрическими размерами и специально подготовленного

гидроксиапатита биологического происхождения [17]. Исследовались и сравнивались ИК и КР-спектры исходных порошков и покрытий, дополненные спектрами рентгенофазового анализа (РФА). Идентифицировались характерные структурные фазы и полосы поглощения оксидов фосфора в спектрах, а также анализировались изменения спектральных полос. Исследовались морфология и элементный состав поверхности покрытий, микро- и наноструктура внутренних слоев покрытий, граница раздела между частицами и их элементарный состав на поперечном срезе. Было установлено, что при плазменном напылении происходит изменение фазового состава и кристалличности исходного порошка, обнаружено образование вторичных фаз: ТКФ и других ортофосфатов. Обнаруженная аморфизация материала покрытия в процессе его напыления свидетельствует о частичном разложении гидроксиапатита с образованием СаО в процессе нагрева порошка в плазме выше температуры солидуса. Аморфизация происходит как в области интерфейса покрытия с подложкой, так и по границам кристаллических зерен. Аморфизацию считают основной причиной снижения адгезионной прочности покрытия с подложкой при физиологических условиях.

Микрофотографии показаны на рис. 1-3. Характерным строением покрытия являются осажденные друг на друга деформированные частицы с наличием пор различных размеров между ними (см. рис. 2, 3). Данный тип пор, относящийся к классу закрытых, имеет широкий диапазон размеров – от 500 нм до 5 мкм. В общей пористости долю таких пор крайне затруднительно оценить известными методами порометрии или по фотографиям морфологии поверхности. Это возможно лишь визуальными методами анализа шлифов и сколов.

На приведенных фотографиях (см. рис 1, в; 2, а, в; 3 а, б) наблюдается скопление агрегированных и неагрегированных наночастиц различной конфигурации (сфероидальные, чешуйчатые и стержневые). Особый интерес вызывают наночастицы в форме гранецентрических стержней размерами до 100 нм, которые путем сравнения с литературными данными (см. рис. 3, а) идентифицируются как наногидроксиапатит.

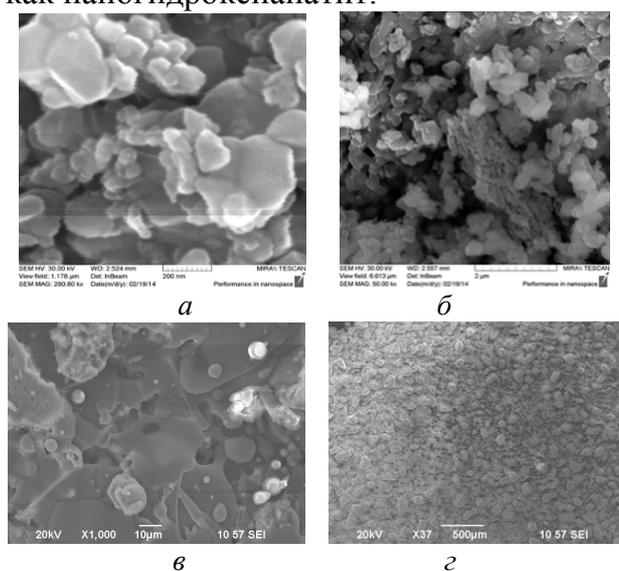


Рис. 1. Фотографии микроструктуры поверхностей: а, б – покрытия на основе естественного гидроксиапатита (рога марала); в, г – покрытия на основе синтетического гидроксиапатита

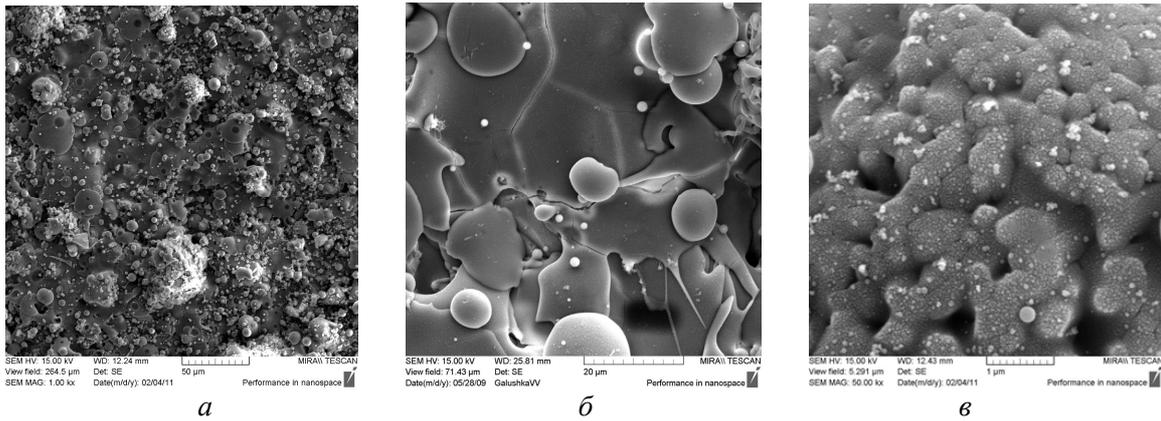


Рис. 2. Фотографии микроструктуры слоев плазменного покрытия на сколе:  
*а, б* – титан; *в* – поликор; *г* – ситалл

Как видно из рисунков, морфология частиц сходна с морфологией частиц, полученных авторами при плазменном напылении (см. рис. 3, *б*) гидроксиапатита (ГА) на основу из ситалла и поликора. Это дает основание предположить, что частицы имеют одну и ту же природу.

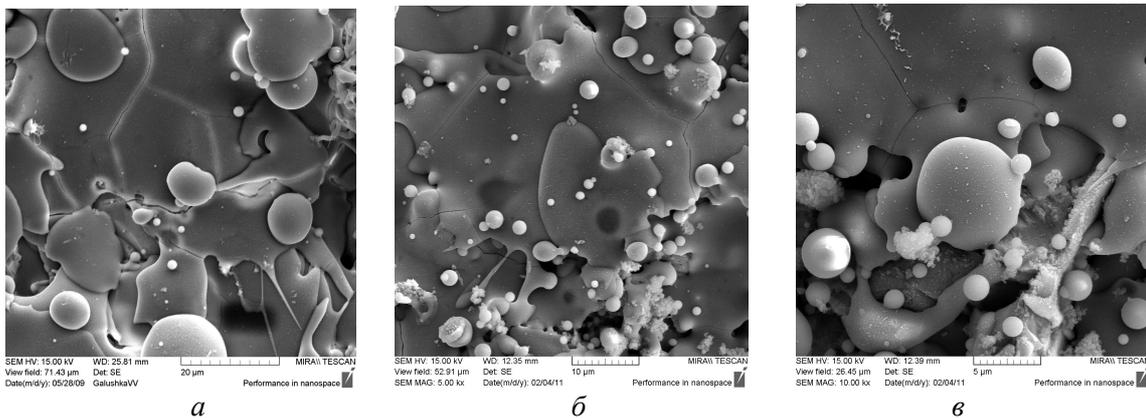


Рис. 3. Фотографии микроструктуры гидроксиапатита наноразмерной гранецентрической стержневой формы: *а* – результаты, полученные в работе [15];  
*б* – результаты, полученные авторами

Нанокристаллы ГА обладают важнейшими для физиологии костной ткани качествами; они находятся в динамическом равновесии с биологическим окружением в цикле ремоделирования (резорбции/минерализации) и проявляют высокий уровень механических свойств, с одной стороны, и повышенную способность адсорбировать белки, необходимые для жизнедеятельности клеток, а также избирательность по отношению к функциям клеток, образующих костную и фиброзную ткани – с другой стороны [17].

Появление ГА нанокристаллов при плазменном напылении повторяется в основном на дефектах подложки, что само по себе представляет интерес и может быть интерпретировано различными физическими моделями, такими как каталитические процессы на разделе фаз или термодинамические процессы на неравномерно нагретой поверхности. Следует отметить, что описанное явление наблюдалось авторами на диэлектрических покрытиях разной природы. Этот эффект требует отдельного систематического исследования как по отношению к

физико-химической структуре наночастиц, так и к самому процессу плазменного напыления.

Образование покрытий различной конфигурации (см. рис. 1 и 4) вызвано неравновесными процессами напыления как в среде плазмы, так и на подложке, и является следствием как термодинамических, так и физико-химических процессов: во-первых, определяется скоростью разогрева и остывания на подложке; во-вторых, наличием активных центров на подложке (дефекты различной природы). Поэтому в результате случайных процессов в эксперименте в различных местах напыления наблюдаются нерегулярно распределенные, микроструктурные образования-монолитные полидисперсные сплавы, пустоты различных размеров и наноструктурные единицы. Это связано с тем, что в плазме частицы, проходя через разные температурные зоны плазменного факела от 1000 до 10000 °С, неравномерно разогреваются и, попадая на подложку, остывают в нестационарном режиме, приводя к неравновесному процессу кристаллизации. Кроме того, активные центры кристаллизации распределены нерегулярно на напыляемой поверхности и в соответствии с теорией вероятности инициируют появление различных структурных образований. Отсюда следует, что для получения воспроизводимой стационарной картины покрытия от основания подложки до поверхности необходимо управлять плазменным напылением и процессом подготовки поверхности подложки.

Для улучшения качества биокерамических покрытий использовались различные методические приемы. Для этих целей предложено создавать дополнительные промежуточные слои как способ улучшения прочности адгезии. Однородность покрытия достигалась использованием ультразвуковой вибрации подложки в процессе напыления.

Предложено управление плазменной струей путем создания ламинарных и турбулентных потоков. Установлено, что при напылении турбулентной и ламинарной плазменными струями получаемые покрытия различаются по фазовому составу. Однако это не позволяет неоднозначно решить задачу управления свойствами и морфологией покрытия, поскольку в указанных работах стохастичность процесса напыления полностью не исключается.

Авторы предлагают осуществлять процессы напыления плазмой с равномерной подачей напыляемого материала на подложку с использованием пространственно-временного управления для получения стационарных режимов процесса и воспроизводимости результатов напыления в эксперименте. Кроме того, необходимо отработать методику подготовки поверхности, что позволит получать по сечению покрытия градиентно распределенные слои с хорошими адгезионными свойствами, необходимыми для активной ассимиляции с живой костной тканью.

Таким образом, показано, что в процессе электроплазменного напыления формируются покрытия с различными функциональными возможностями, необходимыми для процессов их остеоинтеграции. Они носят нерегулярный случайный характер. Для получения структурно организованных покрытий методом управляемого электроплазменного напыления авторы готовят экспериментальную установку.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-33-60154 мол\_а\_дк, стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4.*

#### Литература

1. Лясников В.Н., Протасова Н.В., Толмачев К.С. Плазмонапыленные материалы и покрытия. Свойства. Технология. Оборудование. Применение: учеб. пособие по специальным дисциплинам для бакалавров и магистров университетов / М-во образования и науки Российской Федерации, Саратов. гос. техн. ун-т. Саратов, 2012. 489 с.
2. Improvement of plasma coatings used in medicine / Taran V.M., Lyasnikova A.V., Protasova N.V., Dudareva O.A. // Biomedical Engineering. 2012. Т. 46. № 4. С. 134-137.
3. Электроплазменные технологии и оборудование для обработки материалов / Таран В.М., Протасова Н.В., Лясникова А.В., Лисовский С.М. // Технология металлов. 2005. № 5. С. 27-32.
4. Исследование влияния активации поверхности основы дуговым разрядом в процессе напыления на адгезионно-когезионные характеристики плазменного покрытия / Протасова Н.В., Гришина И.П., Таран В.М., Лясникова А.В. // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2012. Т. 2. № 2. С. 147.
5. Сравнительная оценка биологических, физико-химических и биомеханических свойств металлических материалов внутрикостных имплантатов и покрытий на них / Протасова Н.В., Лясникова А.В., Дударева О.А., Бутовский К.Г., Лясников В.Н. // Клиническая имплантология и стоматология. 2001. № 3-4. С. 107.
6. Физико-математическое моделирование процесса формирования нанопористой структуры плазмонапыленных покрытий / Таран В.М., Лясникова А.В., Протасова Н.В., Дударева О.А. // Нанотехника. 2012. № 1. С. 55-58.
7. Лясникова А.В., Дударева О.А. Применение электроплазменной технологии для нанесения фторгидроксиапатитовых биоактивных покрытий на дентальные имплантаты // Известия Томского политехнического университета. Инжиниринг георесурсов. 2006. Т. 309. № 2. С. 153-158.
8. Формирование равномерной пористой структуры титановых и гидроксиапатитовых покрытий на дентальных имплантатах при ультразвуковом плазменном напылении / Лясников В.Н., Серянов Ю.В., Протасова Н.В., Мазанов К.В. // Клиническая имплантология и стоматология. 2000. № 3-4. С. 114.
9. Lyasnikov V.N. Properties of plasma-sprayed powder coatings // Journal of Advanced Materials 1994. № 1 (4). С. 381-387.
10. Lyasnikov V.N. Properties Sprayed Coating of Dental Implants // Biomaterial-Living System Interactions, Vol. 3, № 3-4, pp. 97-102, 1995.
11. Лясников В.Н. Свойства плазменных покрытий // Известия Сибирского отделения Ан. СССР, Сер. Техн. науки. 1989. Вып. 2. С. 85-96.

12. Лясников В.Н., Украинский В.С., Богатырев Г.Ф. Применение плазменного напыления в производстве изделий электронной техники. Саратов: Изд-во СГУ, 1985. 200 с.

13. Лясников В.Н. Физико-химические свойства плазменных покрытий // ФХММ. 1987. № 2. С. 106-109.

14. Лясников В.Н. Технология и свойства покрытий, получаемых плазменным напылением и используемых в производстве изделий электронной техники // Обзоры по электронной технике. Сер. Технология, организация производства и оборудование. М.: ЦНИИ «Электроника», 1984. Вып. 3 (1004). 96 с.

15. Лясников В.Н., Глебов Г.Д. Свойства плазменных покрытий // Электронная техника. Сер. Электроника СВЧ. 1979. Вып. 2 (611). 62 с.

16. Формирование равномерной пористой структуры титановых и гидроксиапатитовых покрытий на дентальных имплантатах при ультразвуковом плазменном напылении / Лясников В.Н., Серянов Ю.В., Протасова Н.В., Мазанов К.В. // Клиническая имплантология и стоматология. 2000. № 3-4 (13-14). С. 114-119.

17. Исследование структуры биокерамических покрытий, полученных плазменным напылением гидроксиапатита синтетического и биологического происхождения / Лясников В.Н., Лясникова А.В., Дударева О.А., Пивоваров А.В., Антонов И.Н., Папшев В.А. // Медицинская техника. 2011. № 4 (268). С. 5-14.

## **РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОГО АВТОМАТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ РАДИОНУКЛИДНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ**

Ю.А. Скрипкина

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

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

Структурно-функциональная схема медицинского автоматизированного комплекса (МАК) для радионуклидного исследования внутренних органов с помощью сцинтилляционной гамма-камеры представлена на рис. 1.

Работа данного комплекса основывается на визуализации органов, осуществляемой путем сцинтиграфии, с помощью сцинтилляционной гамма-камеры. В основе сцинтиграфии лежит избирательное накопление и выведение радиофармацевтического препарата (РФП) исследуемым органом, что позволяет изучить топографию органа и выявить в нем наличие нарушений [1].

Разработанный нами медицинский автоматизированный комплекс (МАК) состоит из нескольких основных элементов:

- механизм перемещения шприца (1), непосредственно со шприцом (Ш);
- механизм перемещение видеокамеры (2);
- механизированная кресло-кровать (3);

- гамма-камера (4);
- стол (5), на котором находятся пробирки с РФП (6).

Механизм перемещения шприца (1) предназначен для перемещения шприца (Ш), набора и введения РФП в тело пациента (П). Перемещение шприца (Ш) в трехкоординатных плоскостях осуществляется движением кинематических звеньев КЗМ1-КЗМ6:

- Кинематическое звено КЗМ1 предназначено для перемещения манипулятора шприца (Мш) по горизонтали с помощью исполнительных механизмов ИММ1, ИММ2, положение контролируется двумя контактными датчиками ДМ1 и ДМ2;
- Кинематическое звено КЗМ2 предназначено для перемещения шприца (Ш) по вертикали с помощью исполнительных механизмов ИММ3, ИММ4, положение контролируется контактными датчиками ДМ3; ДМ4; ДМ5;

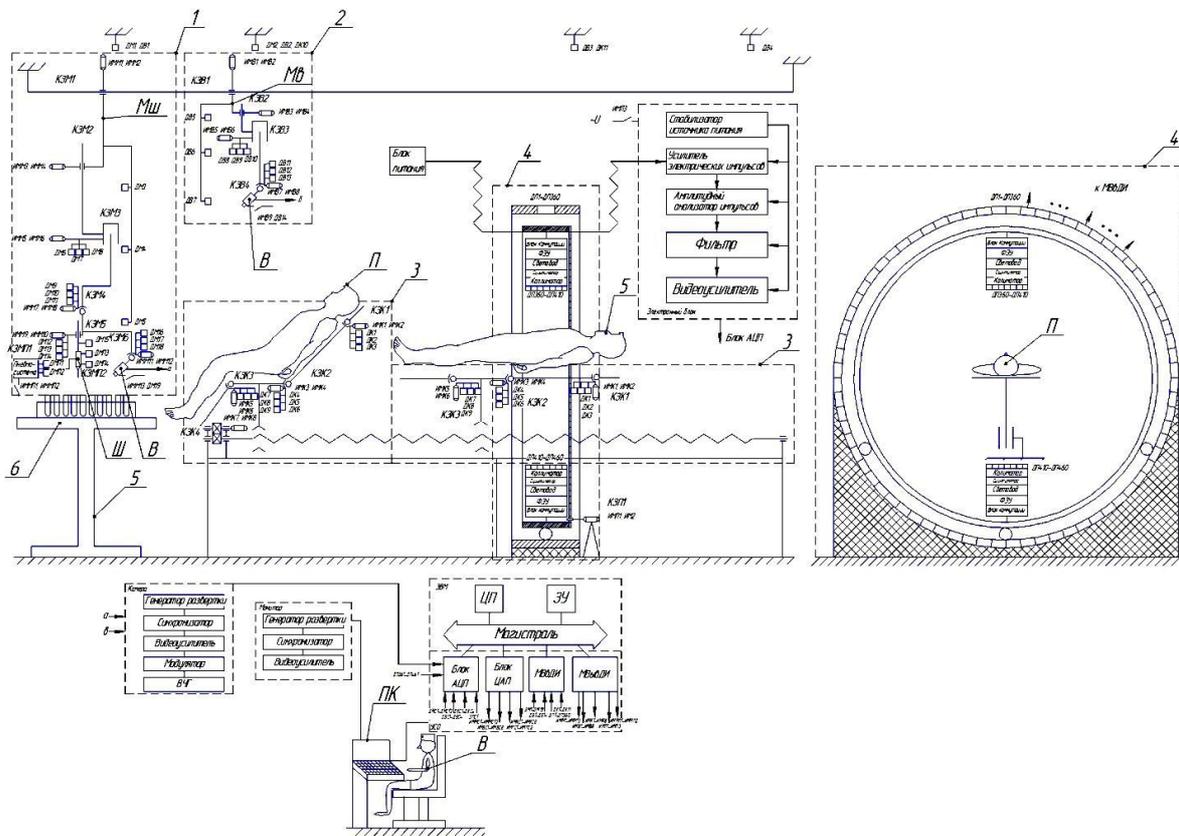


Рис. 1. Структурно-функциональная схема МАК

- Кинематическое звено КЗМ3 предназначен для поворота манипулятора шприца (Мш) вокруг своей оси, с помощью исполнительных механизмов ИММ5, ИММ6, положение контролируется угловыми датчиками ДМ6; ДМ7; ДМ8;
- Кинематическое звено КЗМ4 предназначено для поворота шприца (Ш) с помощью исполнительных механизмов ИММ7, ИММ8, положение контролируется угловыми датчиками ДМ9; ДМ10; ДМ11;
- Кинематическое звено КЗМ5 представляет собой механизм винт-гайка, и предназначено для плавного перемещения шприца (Ш) по вертикали, для

плавного ввода иглы под кожу пациента (П) с помощью исполнительных механизмов ИММ9, ИММ10, положение контролируется контактными датчиками ДМ12; ДМ13; ДМ14, и датчиком давления ДМ15;

– Кинематическое звено КЗМ6 предназначено для поворота видеокамеры (В1), с помощью исполнительных механизмов ИММ11, ИММ12, положение контролируется угловыми датчиками ДМ16; ДМ17; ДМ18;

– Видеокамера (В1) предназначена для точного наблюдения непосредственно за шприцем, запускается исполнительным механизмом ИММ13, запуск контролируется датчиком ДМ19;

– Работа шприца осуществляется пневмосистемой, которая запускается исполнительными механизмами ИММП1, ИММП2, подача воздуха контролируется датчиками ДМП1, ДМП2, а наполненность шприца контролируется датчиками ДМП3, ДМП4;

– Регулировка скорости вращения привода во всех кинематических звеньях, осуществляется посредством исполнительных механизмов ИММС1-ИММС12 и контролируется датчиками скорости ДМС1-ДМС6;

– Вся конструкция находится на манипуляторе шприца (Мш).

Механизм перемещения видеокамеры (2) предназначен для перемещения видеокамеры (В2) в трехкоординатных плоскостях посредством движения кинематических звеньев КЗВ1-КЗВ4:

– Кинематическое звено КЗВ1 предназначено для перемещения видеокамеры (В2) по горизонтали, с помощью исполнительных механизмов ИМВ1, ИМВ2, положение контролируется контактными датчиками ДВ1; ДВ2; ДВ3; ДВ4;

– Кинематическое звено КЗВ2 предназначено для перемещения видеокамеры (В2) по вертикали с помощью исполнительных механизмов ИМВ3, ИМВ4, положение контролируется контактными датчиками ДВ5; ДВ6; ДВ7;

– Кинематическое звено КЗВ3 предназначено для поворота манипулятора видеокамеры (Мв) вокруг своей оси с помощью исполнительных механизмов ИМВ5, ИМВ6, положение контролируется контактными датчиками ДВ8; ДВ9; ДВ10;

– Кинематическое звено КЗВ4 предназначено для поворота видеокамеры (В2) вверх и вниз с помощью исполнительных механизмов ИМВ7, ИМВ8, положение контролируется угловыми датчиками ДВ11; ДВ12; ДВ13;

– Видеокамера (В2) предназначена для наблюдения за всей работой МАК и за состоянием пациента (П) в частности запускается исполнительным механизмом ИМВ9, запуск контролируется датчиком ДВ14;

– Регулировка скорости вращения привода во всех кинематических звеньях осуществляется посредством исполнительных механизмов ИМВС1-ИМВС8, и контролируется датчиками скорости ДВС1-ДВС4;

– Вся конструкция располагается на манипуляторе видеокамеры (Мв).

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

Автоматизированное кресло-кровать (3) предназначено для перемещения пациента (П) после введения РПФ непосредственно в гамма-камеру для проведения диагностики. Перемещение кресла-кровати осуществляется посредством движения кинематических звеньев КЗК1-КЗК4:

– Кинематическое звено КЗК1 осуществляет поворот подголовника с помощью исполнительных механизмов ИМК1, ИМК2, перемещение подголовника контролируется угловыми датчиками ДК1, ДК2, ДК3;

– Кинематическое звено КЗК2 опускает и поднимает спинку с помощью исполнительных механизмов ИМК3, ИМК4, перемещение спинки контролируется угловыми датчиками ДК4, ДК5, ДК6;

– Кинематическое звено КЗК3 опускает и поднимает подножник с помощью исполнительных механизмов ИМК5, ИМК6, перемещение подножника контролируется угловыми датчиками ДК7, ДК8, ДК9;

– Кинематическое звено КЗК4 перемещает кресло по горизонтали. Этот механизм представляет собой винт-гайку, движение винт-гайки осуществляется с помощью исполнительных механизмов ИМК7, ИМК8, положение кресла контролируется линейными датчиками ДК10, ДК11;

– Регулировка скорости вращения привода во всех звеньях осуществляется посредством исполнительных механизмов ИМКС1-ИМКС8 и контролируется датчиками скорости ДКС1-ДКС4.

Врач (В) с помощью персонального компьютера (ПК) следит и управляет работой МАК. Персональный компьютер имеет:

– монитор, предназначен для визуализации программной работы, видео с видеокamer и результатов исследования, содержит: генератор развертки, синхронизатор, видеоусилитель;

– ЭВМ (электронно-вычислительная машина), предназначена для автоматизации управления с помощью определенного программного обеспечения, содержит: центральный процессор (ЦП), запоминающее устройство (ЗУ), устройство сопряжения, в которое входит: блок АЦП (аналогово-цифровой преобразователь), блок ЦАП (цифроаналоговый преобразователь), модуль ввода дискретной информации (МВВДИ) и модуль вывода дискретной информации (МВывДИ); а также периферийные устройства.

Гамма-камера (4) запускается исполнительным механизмом ИМП3, также она снабжена отдельным блоком питания, который снабжает ее энергией для бесперебойной работы. Движение гамма-камеры (4) осуществляется кинематическим звеном КЗП1 с помощью исполнительных механизмов ИМП1, ИМП2, положение гамма-камеры (4) контролируется угловыми датчиками ДП1-ДП360, движение гамма-камеры (4) становится возможным за счет наличия в конструкции роликовых подшипников (7). Датчики ДП361-ДП461 осуществляют прием излучения. Регулировка скорости вращения привода кинематического звена КЗП1 осуществляется посредством исполнительных механизмов ИМПС1, ИМПС2 и контролируется датчиками скорости ДПС1-ДПС2.

Гамма-камера для сцинтиграфии снабжена сменным многоканальным свинцовым коллиматором, сцинтиллятором (сцинтилляционный кристалл NaI),

световодом, фотоэлектронным умножителем (ФЭУ), блоком коммутации (коммутатор – аналоговый мультиплексор), электронным блоком.

Поступающие через отверстия в коллиматоре гамма-кванты от РФП, распределенного определенным образом в теле пациента (П), возбуждают в кристалле вспышки – сцинтилляции, которые через световод поступают на ФЭУ. После этого сигналы поступают на блок коммутации, который передает сигнал с одного из множества входов на выход (выбор желаемого входа осуществляется подачей соответствующей комбинации управляющих сигналов). С выхода блока коммутации сигнал подается на электронный блок, где сигнал усиливается и фильтруется, после чего подается на блок АЦП, где сигнал оцифровывается и в виде двоичного кода подается на ЭВМ. В ЭВМ с помощью специализированного программного обеспечения код обрабатывается и сохраняется. После получения всех проекций ЭВМ формирует изображение органа в трехмерном пространстве.

Описание работы МАК: пациент (П) располагается в кресле-кровати (3), после чего врач (В) запускает МАК. Включаются видеокамеры (В1, В2) и механизм перемещения шприца (1). С помощью определенной программы манипулятор со шприцем (Мш) набирает нужный РФП и вкалывает его пациенту (П), после чего кресло-кровать (3) из «Положения сидя» переходит в «Положение лежа» и начинает движение в гамма-камеру (4). Тем временем видеокамера (В2) постоянно производит мониторинг состояния пациента (П). Когда пациент (П) оказывается в кольце гамма-камеры (4), гамма-камера (4) включается и запускается программа сбора информации. Постоянно перемещаясь, гамма-камера считывает информацию об исследуемом органе [2-5].

#### Литература

1. Таран В.М., Дударева О.А. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учеб. пособие. М.: Прондо, 2015. 306 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. 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.
4. Таран В.М., Лясникова А.В., Дударева О.А. Справочник биоинженера : учеб. пособие. Москва: Прондо, 2014. 889 с.
5. Таран В.М., Лясникова А.В. Биотехнические системы медицинского назначения: учеб. пособие. М.: Прондо, 2015. 412 с.

## ТЕХНОЛОГИЯ ЛАЗЕРНОЙ ПОВЕРХНОСТНОЙ МОДИФИКАЦИИ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

С.В. Телегин, Н.И. Китаев, Т.Е. Коржинов  
Научный руководитель: ассистент С.В. Телегин

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

Поверхностное упрочнение металлических деталей – перспективный технологический процесс, открывающий целый ряд новых возможностей для повышения эксплуатационных характеристик деталей машин, инструмента, а также находит широкое применение в области имплантологии при изготовлении имплантатов [1-2].

Большинство лазерных технологических процессов основывается на тепловом воздействии лазерного излучения на непрозрачные среды. Воздействие луча лазера на непрозрачные среды можно условно разделить на несколько характерных стадий:

- поглощение светового потока и передача его энергии тепловым колебаниям решётки твёрдого тела;
- нагревание вещества без его разрушения;
- развитие испарения вещества в зоне воздействия луча лазера и разлёт продуктов разрушения;
- остывание вещества после окончания действия лазерного излучения.

Одновременно с указанными стадиями проходят диффузионные и химические процессы, а также фазовые превращения, оказывающие существенное влияние на характер воздействия излучения лазера на материалы.

Количество поглощённой энергии зависит от оптических и теплофизических свойств материалов, особенно для металлов, и с увеличением длины волны излучения уменьшается.

Отражательная способность в оптическом диапазоне длин волн составляет для большинства металлов 70-95 %, а коэффициент поглощения также достаточно велик и составляет  $\sim 10^5 - 10^6 \text{ см}^{-1}$ .

Стадию нагрева материалов излучением лазера следует считать основной при анализе и исследовании ряда технологических процессов, выполняемых без разрушения материалов.

Анализ этой стадии для других технологических процессов, основанных на удалении обрабатываемого материала, позволяет определить условия разрушения, например температурную границу и соответствующий ей поток излучения лазера.

После перехода энергии излучения лазера в теплоту начинается процесс нагрева материала. Поглощённая световая энергия передаётся от зоны воздействия «холодным» слоям с помощью различных механизмов теплопроводности, из которых для металлов в интервале температур от сотен до десятков тысяч градусов основной является электронная теплопроводность.

Для решения проблем исправления дефектов и повреждений костных структур широко используются внутрикостные имплантаты, которые применяются при зубопротезировании и лечении костей черепно-лицевого скелета, а также опорно-двигательного аппарата. Известно, что конструкция современных дентальных имплантатов, испытывающих воздействие не только биологических, но и механических функциональных факторов, должна отвечать как высоким медико-биологическим требованиям, так и новейшим технологическим разработкам. Последние научные достижения медицины требуют развития и внедрения нанотехнологий, так как области взаимодействия биосовместимых материалов с тканями человека находятся на наноуровне. В связи с этим получила распространение конструкция металлического имплантата с поверхностью, модифицированной электрофизическими или электрохимическими методами. Под модификацией следует понимать обработку поверхностного слоя материала воздействием наноструктурного покрытия. Среди таких распространенных технологий обработки КПЭ, как ионно-лучевые, газотермические, электрохимические и другие, продолжают развиваться лазерные технологии [3, 4].

Разработаны лазеры с излучением глубокого УФ-диапазона и фемтосекундной длительностью импульсов, применение которых позволяет создавать четкие микроструктуры различного размера и формы в любых материалах. Изменяя время и энергию воздействия лазерного импульса, можно реализовать широкий спектр режимов воздействия от локального нагревания до дозированного удаления материала.

Рассмотрим такие лазерные технологии, которые применяются для модификации биосовместимых материалов либо находятся на стадии разработки для совершенствования внутрикостных имплантатов.

Важным условием применения того или иного метода является возможность формирования поверхности на биосовместимом материале, обладающей высокими биоактивными качествами. Так, например, последние научные достижения свидетельствуют о повышенной биоактивности поверхности, наноструктурированной различными способами. Кроме того, многочисленные исследования указывают на то, что воздействие на биокерамический и биоинертный материал ультрафиолетового либо лазерного излучения способно усиливать разрастание костных клеток на поверхности в условиях *in vitro* [5].

Особое значение имеет комплексный метод плазменно-лазерного формирования покрытий. Это связано с тем, что плазменное напыление, являясь эффективным способом создания функциональных биосовместимых покрытий, в то же время обуславливает появление некоторых нежелательных последствий, компенсация которых возможна дополнительной лазерной обработкой [6].

#### Литература

1. Повышение качества плазмонапыленных покрытий медицинского назначения / Лясникова А.В., Протасова Н.В., Дударева О.А. // Медицинская техника. 2012. № 4. С. 4-7.

2. Особенности формирования наноструктурированных биокерамических покрытий / Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. // Новые технологии создания и применения биокерамики в восстановительной медицине: материалы III Международной научно-практической конференции. Томск: Национальный исследовательский Томский политехнический университет, 2013. С. 107-112.

3. Вейко В.П., Петров А.А. Опорный конспект лекций по курсу «Лазерные технологии». Раздел: Введение в лазерные технологии. СПб: СПбГУ ИТМО, 2009. 143 с.

4. Папшев В.А. Перспективные направления совершенствования внутрикостных имплантатов с применением лазерных технологий / В.А. Папшев, В.Н. Лясников, Е.Л. Сурменко // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2010. № 1 (53). Вып. 2. С. 40-56.

5. Laser-modified titanium implants for improved cell adhesion / Henrich A., Dengler K., Koerner T., Haczek C, Deppe H., Stritzker B. // Lasers Med. Sci. 2008. 23. № 1. P. 55-58.

6. Модификация плазмонапыленных гидроксиапатитовых покрытий лазерным излучением / В.А. Папшев [и др.] // Проблемы оптической физики и биофотоники: материалы 13 Междунар. молодежной науч. шк. по оптике, лазерной физике и биофизике (Saratov Fall Meeting-2009), г. Саратов, 21-24 сент. 2009 г. Саратов, 2009. С. 73-77.

## **МОДИФИКАЦИЯ КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫХ ПОРОШКОВ ВВЕДЕНИЕМ ЧАСТИЦ МЕТАЛЛОВ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ БИОСОВМЕСТИМОСТИ**

О.А. Маркелова, И.П. Гришина, К.С. Дорогова  
Научный руководитель: ассистент О.А Маркелова

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

В настоящее время в таких областях как техника, химия, медицина широко применяются различные процессы формирования на поверхности изделий покрытий различного состава с заданным комплексом свойств, которые несут определённую функциональную нагрузку, придают прочность и эстетические параметры ортопедическим конструкциям. К таким процессам можно отнести электроплазменное напыление, электродуговую металлизацию, электровзрывное нанесение в вакууме, лазерное спекание порошкового слоя, катодное распыление, электрохимическое внедрение, изначально применявшиеся в производстве изделий приборостроения и оборонного назначения, но в последнее время также используемые в изделиях медицинского назначения, где дают существенный эффект для пациентов, имеющих различные заболевания.

Объектом исследования данной работы являются биосовместимые внутрикостные имплантаты, а также материалы для изготовления стоматологических протезов, пломбирования зубов и т.д. Например, для

внутрикостного дентального имплантата [1], представляющего собой искусственный зубной корень, выполненный из биосовместимых материалов и устанавливающийся в специально сформированное костное ложе, в качестве биоактивного материала используется трикальцийфосфат (ТКФ).

Многолетние исследования показали высокую эффективность электроплазменного напыления в производстве имплантатов с многослойными биокерамическими покрытиями на основе ТКФ. В этом случае физико-химические и биомеханические свойства системы «имплантат – костная ткань» плавно изменяются от свойств основы к свойствам костной ткани. Причем благодаря специально созданной пористой структуре поверхности имплантата значительно повышается эффективность процессов остеоинтеграции и роста костной ткани при высоких биомеханических свойствах системы в целом [2].

Фосфаты кальция (КФ) являются наиболее широко используемыми заменителями костной ткани из-за их сходства с минеральной тканью кости и превосходной биосовместимости. В последние годы к порошкам гидроксиапатита и трикальцийфосфата проявляется значительный интерес в плане использования в качестве заменителя костной ткани, совмещенного с доставкой лекарственных веществ, что открывает широкие возможности по использованию данных порошков [3].

Одним из многих полезных свойств КФ является то, что они демонстрируют остеокондуктивные свойства. По существу, КФ действуют как строитель, который облегчает формирование новой костной ткани, позволяя миграцию, прикрепление и пролиферацию клеток, образующих кость. Важно отметить, что способность стимулировать остеогенез стимулирует ангиогенез, или формирование кровеносных сосудов. Эти два процесса неразрывно связаны между собой, и остеогенез был бы невозможен без ангиогенеза [3, 4].

Альтернативной и потенциально более безопасной технологией может стать введение в биопрепараты определенных элементов. Известно, что фосфаты кальция – это не однородные материалы. Кость включает различные вещества (например,  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Mg}^{2+}$ ,  $\text{Zn}^{2+}$ ,  $\text{Cu}^{4+}$  и т.д.) в виде микроэлементов. Эти микроэлементы, как оказалось, играют жизненно важную роль в процессе формирования, роста и восстановления костей (табл. 1). Различные исследования показали, что добавление определенных микроэлементов в материалы позволяет управлять резорбцией, повышать механическую прочность материалов и положительно влиять на биологические реакции [5-8].

Роль ионов металлов и их механизм действия

Металл	Роль	Механизм действия
$\text{Li}^+$	остеогенез	Тормозит гликоген-синтазы-киназы (GSK3), что является негативным регулятором сигнального пути [9, 10]. Активирует $\beta$ -катенин, который участвует опосредованно в заживлении костной и хрящевой ткани при переломах [11].
$\text{Zn}^{2+}$	остеогенез	В клетке цинк способен остановить процесс резорбции остеокластов и стимулировать остеобластические процессы построения костной ткани [12, 13].
$\text{Mg}^{2+}$	ангиогенез	Магний стимулирует производство оксида азота в эндотелиальных клетках, которое является, по существу, механизмом стимуляции ангиогенеза [14, 15].

$\text{Sr}^{2+}$	остеогенез	Стронций стимулирует образование кости путем двойного действия: стимулирует рост кости путем формирования остеобластов, и тормозит рост костной резорбции остеокластов клеток [16-18].
$\text{Cu}^+$	ангиогенез	Медь может вызвать индуцированный ангиогенез [19, 20]. При высокой концентрации меди возможна активная генерация кислорода в присутствии анион-радикалов супероксида. Это вызывает окислительное повреждение клетки через разрывы нитей ДНК и окисление основы [21,22].
$\text{Co}^{2+}$	ангиогенез	Считается, что ионы $\text{Co}^{2+}$ способны вызывать гипоксию на клеточном уровне за счет стабилизации гипоксииндуцируемого фактора [23, 24]. Так же как медь, кобальт вызывает окислительное повреждение клеток [25]. Ионы $\text{Co}^{2+}$ активируют увеличение костной резорбции остеокластов [26].
$\text{Mn}^{+2/+3}$	остеогенез	Считается регулятором кальция [28]. Марганец, как считается, нейтрализует формирование активных форм кислорода, которые приводят к увеличению остеокластогенеза и снижению остеобластогенеза [29].
$\text{Si}^{+4}$	остеогенез / ангиогенез	Индуктирует ангиогенез путем повышения регуляции синтеза окиси азота, что приводит к повышенной продукции VEGF [30]. Механизмы остеогенеза не вполне понятны, но он играет важную роль в процессе минерализации кости [31].

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-33-60154 мол а\_дк, стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4.*

#### Литература

1. Внутрикостные зубные имплантаты с биопокрытием «Плазма Поволжья» / Лясников В.Н., Бекренев Н.В., Лепилин А.В. и др. // Дентальная имплантология DENTAL-EXPO: тез. докл. М., 1997. С. 6.
2. Лясников В.Н., Верещагина Л.А. Биологически активные плазмонапыленные покрытия для имплантатов // Перспективные материалы. 1996. № 6. С. 50-55.
3. Bose S., Tarafder S. Calcium phosphate ceramic systems in growth factor and drug delivery for bone tissue engineering: A review // Acta Biomater. 2012; 8:1401–21.
4. Geiger M. Collagen sponges for bone regeneration with rhBMP-2 // Adv Drug Deliv Rev. 2003;55:1613–29.
5. Bandyopadhyay A., Bernard S., Xue W., et al. Calcium Phosphate-Based Resorbable Ceramics: Influence of MgO, ZnO, and SiO<sub>2</sub> Dopants // J. Am. Ceram. Soc. 2006; 89:2675–88.
6. Li X., Sogo Y., Ito A., et al. The optimum zinc content in set calcium phosphate cement for promoting bone formation in vivo // Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol Appl. 2009; 29:969–75.
7. Bohner M. Silicon-substituted calcium phosphates – a critical view // Biomaterials. 2009; 30:6403–6.
8. Fielding G.A., Bandyopadhyay A., Bose S. Effects of SiO<sub>2</sub> and ZnO doping on mechanical and biological properties of 3D printed TCP scaffolds // Dent. Mater. Published Online First: November 2011. doi:10.1016/j.dental.2011.09.010.

9. Chalecka-Franaszek E., Chuang D.M. Lithium activates the serine/threonine kinase Akt-1 and suppresses glutamate-induced inhibition of Akt-1 activity in neurons // *Proc Natl. Acad. Sci. USA.* 1999; 96:8745–50.

10. Hedgepeth C.M., Conrad L.J., Zhang J., et al. Activation of the Wnt signaling pathway: a molecular mechanism for lithium action // *Dev. Biol.* 1997; 185:82–91.

11. Chen Y., Whetstone H.C., Lin A.C., et al. Beta-Catenin Signaling Plays a Disparate Role in Different Phases of Fracture Repair: Implications for Therapy to Improve Bone Healing // *Plos. Med.* 2007; 4:e249

12. Hadley K.B., Newman S.M., Hunt J.R. Dietary zinc reduces osteoclast resorption activities and increases markers of osteoblast differentiation, matrix maturation, and mineralization in the long bones of growing rats // *J. Nutr. Biochem.* 2010;21:297–303.

13. Yamaguchi M., Weitzmann M.N. Zinc stimulates osteoblastogenesis and suppresses osteoclastogenesis by antagonizing NF- $\kappa$ B activation // *Mol. Cell. Biochem.* 2011;355:179–86.

14. Maier J.A., Bernardini D., Rayssiguier Y., et al. High concentrations of magnesium modulate vascular endothelial cell behaviour in vitro // *Biochem. Biophys. Acta Bba – Mol Basis Dis.* 2004;1689:6–12.

15. Cooke J.P., Losordo D.W. Nitric Oxide and Angiogenesis. *Circulation.* 2002; 105:2133–5.

16. Saidak Z., Marie P.J. Strontium signaling: molecular mechanisms and therapeutic implications in osteoporosis // *Pharmacol. Ther.* 2012;136:216–26.

17. Tat S.K., Pelletier J.P., Mineau F., et al. Strontium ranelate inhibits key factors affecting bone remodeling in human osteoarthritic subchondral bone osteoblasts. *Bone.* 2011.

18. Kostenuik P.J. Osteoprotegerin A Physiological and Pharmacological Inhibitor of Bone Resorption // *Curr. Pharm. Des.* 2001;7:613–35. others.

19. Wu C., Zhou Y., Xu M., et al. Copper-containing mesoporous bioactive glass scaffolds with multifunctional properties of angiogenesis capacity, osteostimulation and antibacterial activity // *Biomaterials.* 2013;34:422–33.

20. Sen C.K., Khanna S., Venojarvi M., et al. Copper-induced vascular endothelial growth factor expression and wound healing // *Am. J. Physiol.-Heart Circ. Physiol.* 2002;282:H1821–H1827.

21. Gaetke L.M., Chow C.K. Copper toxicity, oxidative stress, and antioxidant nutrients // *Toxicology.* 2003;189:147–63.

22. Jomova K., Baros S., Valko M. Redox active metal-induced oxidative stress in biological systems // *Transit Met. Chem.* 2012;37:127–34.

23. Pacary E., Legros H., Valable S., et al. Synergistic effects of CoCl<sub>2</sub> and ROCK inhibition on mesenchymal stem cell differentiation into neuron-like cells // *J. Cell. Sci.* 2006;119:2667–78.

24. Kim K.S., Rajagopal V., Gonsalves C., et al. A Novel Role of Hypoxia-Inducible Factor in Cobalt Chloride- and Hypoxia-Mediated Expression of IL-8 Chemokine in Human Endothelial Cells // *J. Immunol.* 2006;177:7211–24.

25. Simonsen L.O., Harbak H., Bennekou P. Cobalt metabolism and toxicology—A brief update // *Sci. Total Environ.* 2012;432:210–5.

26. Patntirapong S, Habibovic P, Hauschka PV. Effects of soluble cobalt and cobalt incorporated into calcium phosphate layers on osteoclast differentiation and activation // *Biomaterials*. 2009;30:548–55.
27. Dzondo-Gadet M., Mayap-Nzietchueng R., Hess K., et al. Action of boron at the molecular level: effects on transcription and translation in an acellular system // *Biol. Trace Elem. Res.* 2002;85:23–33.
28. Lewiecki E.M., Miller P.D. Skeletal Effects of Primary Hyperparathyroidism: Bone Mineral Density and Fracture Risk // *J. Clin. Densitom.* 2013;16:28–32.
29. Wauquier F., Leotoing L., Coxam V., et al. Oxidative stress in bone remodelling and disease // *Trends Mol. Med.* 2009;15:468–77.
30. Li H., Chang J. Bioactive Silicate Materials Stimulate Angiogenesis in Fibroblast and Endothelial Cell Co-culture System through Paracrine Effect // *Acta Biomater.* Published Online First: February 2013. doi:10.1016/j.actbio.2013.02.014.
31. Pietak A.M., Reid J.W., Stott M.J., et al. Silicon substitution in the calcium phosphate bioceramics // *Biomaterials*. 2007;28:4023–32.

**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  
Научные руководители: д.т.н., профессор А.В. Лясникова,  
к.т.н., доцент О.А. Дударева

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

Решение задачи получения адгезионнопрочных плазмонапыленных покрытий различного назначения в настоящее время является достаточно актуальным. Особенно это важно для изделий медицинского назначения, в частности внутрикостных имплантатов. При проведении операции имплантации внутрикостная часть конструкции и покрытие испытывают значительные нагрузки, из-за которых могут происходить отколы и отслоения покрытий, полученных по стандартным технологиям, чего допускать крайне нежелательно [1-3]. Авторами предложен способ формирования пористых адгезионнопрочных покрытий, включающий предварительную очистку поверхности имплантатов, придание ей развитого микрорельефа посредством пескоструйной обработки, плазменное напыление покрытия, совмещенное с активацией напыляемой поверхности и ее очисткой дуговыми и импульсными разрядами [4-5].

Плазменное напыление покрытий производилось на полуавтоматической установке УПН-28 при следующих технологических режимах: ток дуги – 300-350 А, дисперсность порошка титана – до 150 мкм, дисперсность порошка

гидроксиапатита – 40-90 мкм, расход плазмообразующего газа (аргон) – 20 л/мин, дистанция напыления порошка титана до 150 мм, дистанция напыления порошка гидроксиапатита 50-100 мм. В процессе плазменного напыления использовались газовые разряды для активации поверхности образцов.

Результаты оптической и силовой эмиссионной микроскопии сформированных групп образцов, полученных при различных режимах показывают, что наиболее оптимальным режимом плазменного напыления покрытий является следующий: ток дуги –  $300 \pm 5$  А, дисперсность порошка титана – до 150 мкм, дисперсность порошка гидроксиапатита – до 90 мкм, расход плазмообразующего газа (аргон) – 20 л/мин, расход транспортирующего газа – 2 л/мин, дистанция напыления порошка титана – до 150 мм, дистанция напыления порошка гидроксиапатита – до 50 мм.

При данном режиме плазмонапыленное покрытие сформировано крупными частицами до 150 мкм и имеет пористость порядка 40 %, причем максимальный размер пористых образований составляет 150 мкм. Развитый микрорельеф поверхности достигается за счет плотного скопления частиц и образования агломератов размером до 250 мкм. При этом в покрытии выявлено наличие наночастиц порошка размером 100-150 нм, преимущественно закрепленных на более крупных частицах, что свидетельствует об обоснованности разработанной технологии для получения покрытий, содержащих в своем составе частицы нанодиапазона.

По аналогичной технологии были нанесены покрытия на основе замещенных гидроксиапатитов. Была разработана технология синтеза магний-, медь-, цинк-, сереброзамещенных гидроксиапатитов. Выбор в качестве замещающих материалов представленных элементов был основан на данных об антимикробной активности частиц серебра, цинка и меди, а также предварительных исследованиях, показывающих повышение адгезионных характеристик керамических материалов с содержанием магния [6-8].

Исследование морфологии поверхности образцов с плазмонапыленным покрытием показало, что для покрытий из всех типов порошков характерен развитый микрорельеф поверхности (открытая пористость порядка 40% с размером частиц 150-200 мкм). Во всех типах покрытия также выявлено наличие наночастиц порошка размером 20-125 нм. Развитый микрорельеф поверхности благоприятно скажется на процессах остеоинтеграции имплантатов с данным покрытием.

Результаты исследования биоактивности покрытий на основе замещенных гидроксиапатитов показывают, что покрытия на основе магнийзамещенных ГА, имеют повышенную резорбируемость ( $pH_{max}$  около 13,2) по сравнению с немодифицированным ГА ( $pH_{max}$  около 5,5). Серебро-, медь- и цинкзамещенные ГА проявляют степень резорбции, сопоставимую с ГА –  $pH_{max} = 5,2; 6,0$  и  $5,0$  соответственно. Полученные результаты дают возможность предположить перспективность применения покрытий из модифицированных ГА в различных клинических ситуациях, в т.ч. осложненных [9-10].

Проведены предварительные медико-биологические исследования синтезированных порошков, выявившие наличие антимикробной активности на

образцах серебро- и цинкзамещенного ГА, что так же расширит области применения эндопротезов с данным типом биоактивных наноструктурированных покрытий.

Для активации поверхности образцов в процессе плазменного напыления использовались газовые разряды. Адекватность режима активации поверхности исследовалась косвенным методом на образцах с плазмонапыленным покрытием путем проведения вычисления адгезионных характеристик покрытия.

Результаты исследования образцов с покрытием, полученных по разработанной технологии, показали, что наиболее оптимальной адгезии для плазмонапыленных покрытий (30 МПа) удалось добиться при следующих режимах активации поверхности: ток активации – 20 А, длительность импульса тока – 0,02 с, длительность пауз между импульсами – 0,02 с.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4, грантов РФФИ в рамках научных проектов № 16-08-01250 а , № 15-03-02767 а и № 16-33-60154 мол\_а\_дк, а также гранта Президента для государственной поддержки молодых российских ученых РФ – докторов наук МД-1403.2017.8.*

#### Литература

1. Лясников В.Н., Лясникова А.В. Плазменное напыление в промышленности и медицине: возможности, проблемы, перспективы: монография. Днепропетровск: ФОП Середняк Т.К., 2014. 924 с
2. Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Особенности формирования наноструктурированных биокерамических покрытий // Новые технологии создания и применения биокерамики в восстановительной медицине: материалы III Международной научно-практической конференции. Томск: Национальный исследовательский Томский политехнический университет, 2013. С. 107-112.
3. Наноматериалы и композиты на их основе для биоинженерии / И.П. Гришина, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, А.В. Лясникова // Будущее науки – 2013: материалы Международной молодежной научной конференции / отв. ред. Горохов А.А. 2013. С. 224-226.
4. Комбинированная технология получения наноструктурированных плазмонапыленных покрытий медицинских изделий и их экспериментальное исследование / И.П. Гришина, А.В. Лясникова, А.В. Лепилин, О.А. Маркелова // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии сб. материалов V Всерос. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов: СГТУ, 2015. С. 26-31.
5. Оценка возможности использования газовых разрядов при очистке напыляемых поверхностей от оксидной пленки / И.П. Гришина, А.В. Лясникова, В.М. Таран, О.А. Дударева // Юность и знания – гарантия успеха: сб. науч. тр. Междунар. науч.-техн. конф. / отв. ред. Разумов М.С. 2014. С. 110-113.
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. P. 801-804.

7. 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. 2016. Vol. 49. No. 5. P. 304-307.

8. Properties of magnesium-substituted hydroxyapatite and the plasma coatings based on it / A.V. Lyasnikova, S.Y. Pichhidze, O.A. Dudareva, O.A. Markelova // Technical Physics Letters, 2015. – Vol.60. Issue 11, pp 1725-1728.

9. Исследование свойств плазмонапыленного магний-замещенного гидроксиапатита / А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, О.А. Дударева, В.Н. Лясников, С.Я. Пичхидзе // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов IV Всерос. науч. конференции для молодых ученых, студентов и школьников / отв. ред. В.Н. Лясников. 2014. С. 108-111.

10. Структурно-морфологические особенности поверхности плазмонапыленного Zn-замещенного гидроксиапатита / А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, В.Н. Лясников, О.А. Дударева, В.А. Протасова // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов IV Всерос. науч. конференции для молодых ученых, студентов и школьников / отв. ред. В.Н. Лясников. 2014. С. 126-129.

## **ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ ЦИНК-ЗАМЕЩЕННОГО ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТА**

А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина  
Научные руководители: д.т.н., профессор А.В. Лясникова,  
к.т.н., доцент О.А. Дударева

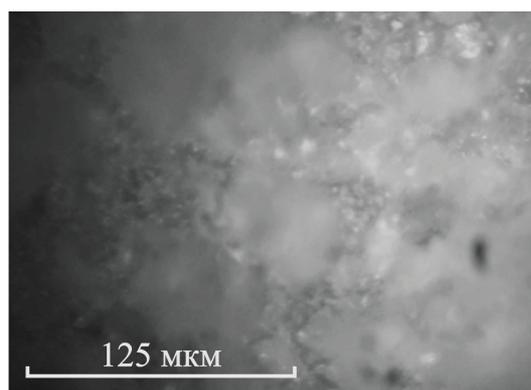
*Саратовский государственный технический университет  
имени Гагарина Ю.А., г. Саратов*

В современной медицине для устранения дефектов костной ткани применение нашли керамические порошки на основе фосфатов кальция, в основном гидроксиапатит и трикальцийфосфат. Известно [1], что фосфаты кальция имеют различную степень резорбции в зависимости от типа фосфата кальция в керамике. Гидроксиапатит имеет более низкую степень резорбции по сравнению с трикальцийфосфатом [2]. Цинк является вторым по распространенности элементом в составе костной ткани и участвует в формировании костей и подавлении костной резорбции [3].

Авторами опробована методика синтеза и плазменного напыления цинк-замещенного трикальцийфосфата. Проведены исследования морфологии и элементного состава поверхности полученных покрытий.

Покрытие формировалось на полуавтоматической установке плазменного напыления УПН-28. Ток дуги был выбран в пределах 300-350 А, дисперсность порошка замещенного цинк-трикальцийфосфата – до 90 мкм.

Покрытие представлено плотноупакованными частицами размером 50-100 мкм, сформированных в агломераты размером до 200 мкм (рисунок).



Микрофотография цинк-замещенного трикальцийфосфатного покрытия

Элементный состав покрытия определялся с помощью СЭМ в весовых процентах (таблица). Пробы образцов брались в пяти точках покрытия. Установлено наличие цинка во всех взятых пробах в весовом соотношении до 6,43 %.

Элементный состав покрытия на основе цинк-замещенного трикальцийфосфата

Спектр	О	Р	Са	Zn
1	48.24	18.42	28.20	5.14
2	46.94	18.09	28.57	6.41
3	44.36	19.20	30.00	6.43
4	47.05	19.89	27.96	5.10
5	44.16	19.82	30.26	5.76

Анализируя полученные результаты, можно заключить, что покрытие обладает развитой микроструктурой, сравнимой со структурой немодифицированных порошков гидроксиапатита или трикальцийфосфата [2, 4]. Присутствие частиц цинка в покрытии может служить доказательством сохранения внедренных частиц цинка после процесса плазменного напыления. Перспективным является дальнейшее изучение физико-химических и медико-биологических свойств покрытий на основе цинк-замещенного трикальцийфосфата.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке грантов РФФИ в рамках научных проектов № 16-08-01250 а , № 15-03-02767 а и № 16-33-60154 мол\_а\_дк, а также 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-289.2015.4,*

#### Литература

1. Effect of several calcination temperature on different concentration zinc substituted calcium phosphate ceramics / M. Wahida, K. Hyieb, C. M. Mardziaha, N. R. Nik Roselina, Mohamad Firdaus Abdul Wahid et al. // Journal Technology (Sciences & Engineering), 2015. Vol. 76. Iss. 10. P. 97-101.

2. Лясникова А.В., Воложин Г.А. Повышение остеointegrативных свойств дентальных имплантатов путем электроплазменного напыления биокomпозиционных покрытий на основе  $\beta$ -трикальцийфосфата // Medline.ru. Стоматология. 2007. Т. 8. С. 366-376.

3. Kishi S., Yamaguchi M. Inhibitory effect of zinc compounds on osteoclast-like cell formation in mouse marrow cultures // Biochem. Pharmacol. 1994;48:1225–1230.

4. Исследование влияния характеристик исходных порошков и режимов плазменного напыления на свойства металлокерамических покрытий эндопротезов / А.В. Лясникова, И.П. Гришина, О.А. Дударева, О.А. Маркелова // Конструкции из композиционных материалов. 2013. № 1. С. 31-36.

## ЛАЗЕРНОЕ УПРОЧНЕНИЕ И ЛЕГИРОВАНИЕ

С.В. Телегин, М.А. Баранов, Н.И. Китаев  
Научный руководитель: ассистент С.В. Телегин

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

В современном производстве изделий приборостроения все чаще стали применяться лазерные технологии. Лазерный луч применяется для резания и сваривания материалов, термической обработки, включающей лазерную закалку, лазерное модифицирование поверхности, лазерное легирование, а также формирование защитных покрытий на основе металлокерамических соединений [1].

В процессе эксплуатации деталей медицинского инструмента и внутрикостных имплантатов их поверхностный слой подвергается наиболее сильному физико-механическому и химическому воздействию, вследствие чего происходит разрушение поверхности, в связи с чем идет его чрезмерный износ [2-3]. Лазерное упрочнение и легирование – методы, известные в борьбе с поверхностным разрушением деталей машиностроения (усталостным разрушением, абразивным износом, эрозией, коррозией, кавитационным износом и др.) [4].

Лазерное легирование заключается в насыщении материала легирующими элементами посредством диффузии предварительно нанесенного слоя как жидких, так и твердых частиц под воздействием лазерного излучения. При этом достигается высокая концентрация легирующих компонентов в поверхностных слоях материалов.

Под действием лазерного упрочнения и легирования происходят фазовые и структурные превращения обрабатываемого поверхностного слоя, что позволяет придать ему высокие трибологические и прочностные свойства. Но однозначно предсказать результаты легирования: физико-механические характеристики, глубину, структуру легированного слоя, концентрацию легирующего элемента – пока трудно. В связи с этим исследования в данной области являются актуальной задачей.

Преимущества лазерного поверхностного легирования заключаются в следующем:

- хорошая воспроизводимость параметров и свойств поверхностного слоя;
- большая скорость процесса и достижение высокого качества поверхностного слоя. Возможность получения узких локальных зон с заданным химическим составом;
- экономия дорогостоящего легирующего материала;
- отсутствие необходимости в последующей термообработке;
- экологическая чистота процесса легирования.

Увеличить термическую стабильность и твердость материалов возможно с помощью изменения химического состава поверхностного слоя. Наличие в твердом растворе неметаллических твердых частиц, интерметаллидных и других включений, введенных в расплав в технологическом процессе и образованных при химическом взаимодействии материала присадки и металла основы, позволяет добиться большей теплостойкости и твердости поверхностного слоя.

Лазерное легирование проводится как в твердом, так и в жидком состоянии поверхностного слоя. Если в первом случае насыщение достигается за счет ускорения диффузионных процессов в поле высоких температурных градиентов, то в случае легирования с оплавлением – в результате перехода этих элементов в жидкий поверхностный слой и их последующего перемешивания. Благодаря высокой интенсивности процесса перемешивания увеличивается степень насыщения поверхностного слоя легирующими элементами.

Упрочнение возможно за счет введения элементов из газовой фазы и последующего их перемешивания в расплаве. При этом легированный слой закаливается в процессе охлаждения от температуры расплава. Так, при лазерном азотировании возможно насыщение поверхностного слоя азотом до 1,5 % и более.

В случае легирования с образованием жидкой фазы присадочного материала за счет введения новых фаз и с учетом конвективного перемешивания распределение элементов по зоне легирования неоднородно и имеет периодический характер. Материал обладает повышенной стойкостью к абразивному и гидроабразивному износу. Чередование мягких и твердых зон связано с развитием в процессе легирования с оплавлением термокапиллярной диффузии, захватывающей с высокой скоростью материал присадки за счет смачивания скоростным вращением ванны расплава, что и приводит к периодическому характеру химического состава и свойств поверхностного слоя. Обычные диффузионные процессы затруднены из-за скоротечности процесса. При химическом взаимодействии материала присадки с материалом основы зона лазерной обработки одновременно подвергается химической и термической обработке [5].

В случае легирования поверхностного слоя с инжектированием в расплав керамических частиц, при котором происходит образование металлокерамического поверхностного слоя, твердость поверхностного слоя повышается путем введения в расплав твердых керамических частиц TiC, TiN и др. Они обладают повышенной сопротивляемостью к абразивному износу и

способны выдерживать высокие контактные нагрузки, не ухудшая своих антифрикционных свойств.

Если слой сформированных твердых частиц локализован непосредственно у поверхности, то покрытие может быть применено как фрикционное. Если в результате лазерной обработки образуется плакирующий слой с малой долей перехода основного металла, то покрытие может быть применено как коррозионностойкое. При легировании с инжестированием неметаллических частиц возможно получение слоя, содержащего неметаллическую фазу.

#### Литература

1. Телегин С.В., Лясников В.Н., Гоц И.Ю. Морфология поверхности титана, модифицированной импульсной лазерной обработкой // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2015. № 3 (80). С. 104-109.
2. Технологические особенности изготовления медицинских имплантатов / Таран В.М., Лясникова А.В., Маркелова О.А., Ду/ отв. ред. Н.А. Кореневский. 2015. С. 87-90.
3. Комбинированная технология получения наноструктурированных плазмонапыленных покрытий медицинских изделий и их экспериментальное исследование / Гришина И.П., Лясникова А.В., Лепилин А.В., Маркелова О.А. // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сб. материалов V Всерос. науч. конф. молодых ученых, студентов и школьников. Саратов: СГТУ, 2015. С. 26-31.
4. Бирюков В.П. Влияние распределения плотности мощности лазерного луча на повышение износостойкости поверхностей трения // Вестник машиностроения. 2008. № 3. С. 33.
5. Каюков С. В. Структура конвективных потоков в условиях глубокого плавления металлов импульсным лазерным излучением миллисекундной длительности / С.В. Каюков, А.А. Гусев, Г.В. Гусева, Е.Г. Зайчиков, И.Г. Нестеров // ФХОМ. 2009. № 6. С. 5-11.

### **АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ВАКУУМНОЙ УЛЬТРАФИОЛЕТОВОЙ ОБРАБОТКИ МИКРОКАПСУЛ**

Н.К. Сисин, Д.А. Кудрявцев

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

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

Создание микророботов для внутрисосудистой диагностики и хирургии – актуальная для медицинской практики задача. В существующей практике операции проникновения в полость кровеносных сосудов с целью диагностики, введения лекарственных растворов, расширения артериального русла проводят путём введения в сосуд катетера, на конце которого укреплен необходимый

инструмент. Отсутствие непрерывной информации о состоянии сосуда приводит к известному риску, восполняемому только опытом врача, особенно когда в качестве средства воздействия используется мощный и быстродействующий источник, такой как УЗ или лазер [1-3].

На рис. 1 представлена упрощенная структурная микрокапсульная система, она состоит из полимерной оболочки и внутренней структуры.

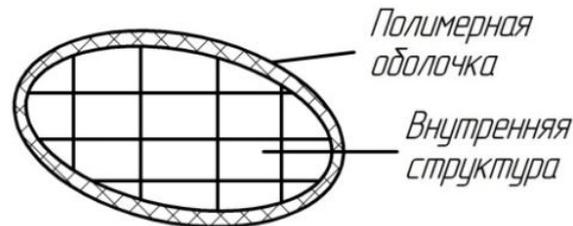


Рис. 1. Упрощенная структура микрокапсульной системы

Вакуумная ультрафиолетовая обработка (ВУФ) оказывает существенное влияние на процесс адгезии тромбоцитов. Изменение химического состава поверхности после ВУФ-обработки приводит как к существенному снижению процессов активации тромбоцитов на поверхности (образование псевдоподобий, распластывание, агрегация), так и к значительному уменьшению общего числа адгезированных клеток [4-5].

На рис. 2 показана разработанная вакуумная камера с лазерным испарителем для ВУФ-обработки микрокапсул. Основными элементами данной установки являются:

- корпус камеры (1) – герметичная система для создания в ней высокого вакуума;
- матрица кювет (2). На кювете располагают микрокапсулы, которые в дальнейшем обрабатываются;
- двухкоординатный манипулятор (3). Служит для перемещения кюветы в плоскости, за счёт чего лазер обрабатывает всю площадь матрицы с образцами;
- лазерное устройство (4). Создаёт ультрафиолетовое излучение, которым обрабатывают микрокапсулы;
- натекагель пробы (5). Осуществляет забор пробы (части вещества) для дальнейшего его анализа в масс-спектрометре;
- масс-спектрометр (МС), с помощью МС осуществляют анализ количества вещества в камере, тем самым контролируют его объём, если вещества мало, то мощность лазера увеличивается и испарения усиливается.

Механический узел предметного столика предусматривает его двухкоординатное перемещение и создания вибрационных движений для равномерного облучения поверхности микрокапсул УФ излучением. В установке имеется вакуумная система для откачки камеры и заполнения её контролируемой газовой средой. Для контроля параметров вакуума и газовой среды установка оснащена масс-спектрометрическим прибором. ВУФ излучение создаётся лазерной системой, в состав которой включен датчик контроля энергии излучения. Контроль, управление и обработка данных в установке

осуществляются компьютерной системой и специальным программным обеспечением. В комплект программного обеспечения включены, в частности, программы осуществления технологического процесса методами программирования эксперимента [6-7].

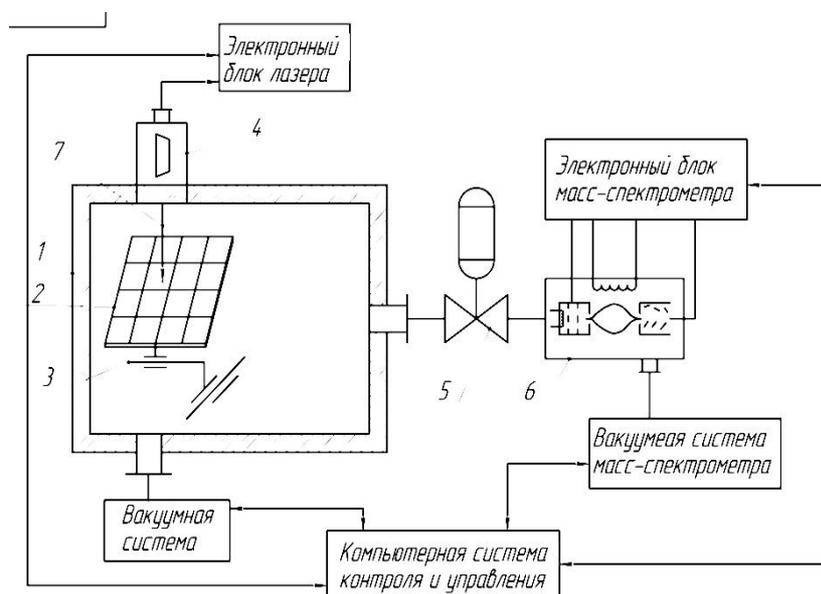


Рис. 2. Технологическая схема установки ВУФ для обработки микрокапсул:  
1 – вакуумная камера; 2 – матрица кювет с микрокапсулами; 3 – двухкоординатный манипулятор; 4 – лазерное устройство; 5 – натекатель пробы; 6 – масс-спектрометр; 7 – лазерный луч

Вакуумная камера для ВУФ-обработки работает исключительно от команд компьютера. Чтобы данные команды выполнялись безошибочно, пишут специальное программное обеспечение. Чтобы составить программу управления, необходимо разработать алгоритм данной установки. При разработке алгоритма используют исполнительные механизмы и датчики [8].

#### Литература

1. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. М.: Техносфера, 2007. 304 с.
2. Наноматериалы и композиты на их основе для биоинженерии / Гришина И.П., Дударева О.А., Маркелова О.А., Лясникова А.В. // Будущее науки – 2013: материалы Междунар. молодеж. науч. конф. / отв. ред. Горохов А.А. 2013. С. 224-226.
3. Таран В.М., Лясникова А.В., Дударева О.А. Введение в биоинженерию: учеб. пособие. Саратов: СГТУ, 2016. 150 с.
4. Калита В.И., Соколов В.Н., Парамонов В.А. Трехмерные капиллярно-пористые покрытия // Физика и химия обработки материалов. 2000. № 4. С. 55-61.
5. Ройх И.Л., Колтунова Л.Н. Нанесение защитных покрытий в вакууме. М.: Машиностроение, 1986. 361 с.

6. 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.

7. 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.

8. Таран В.М., Лясникова А.В. Применение электронной техники в медицине: учеб. пособие для студ. биотехнических специальностей / М-во образования и науки Российской Федерации, Саратов. гос. техн. ун-т. Саратов, 2010. 160 с.

## **ОСОБЕННОСТИ ТЕХНОЛОГИИ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

Т.С. Дубинина, О.А. Маркелова, И.П. Гришина,  
Научный руководитель: ассистент О.А. Маркелова

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

Для увеличения службы медицинского оборудования необходимо защищать их от коррозии, для чего используют различные покрытия. Не нуждаются в дополнительном покрытии лишь благородные металлы (золото, серебро, платина) и некоторые нержавеющие стали, поверхность которых должна быть тщательно отполирована.

Плазменное напыление является одним из способов газотермического нанесения покрытий. При плазменном способе нанесения покрытий напыляемый материал разогревается до жидкого состояния и переносится на обрабатываемую поверхность при помощи потока плазмы с высокой температурой. Напыляемый материал выпускается в виде прутков, порошков или проволоки. Плазменным напылением наносят покрытия, как на плоские поверхности, так и на тела вращения и криволинейные поверхности [1, 2].

Уникальность метода плазменного напыления заключается в высокой температуре (до 50 тыс. градусов по Цельсию) плазменной струи и высокой скорости (до 500 м/с) движения частиц в струе. Нагрев напыляемой поверхности составляет не более 200 град.

Производительность плазменного напыления составляет 3-20 кг/ч для плазмотронных установок мощностью 30...40 кВт и 50-80 кг/ч для оборудования мощностью 150...200 кВт.

Важнейшим параметром любого покрытия является его адгезия. Известно, что величина адгезии зависит от материалов покрытия и подложки, причем высокая адгезия достигается у одноименных материалов и материалов, активных по отношению к кислороду. Решающим фактором для получения покрытий с воспроизводимыми свойствами и высокой адгезией является чистота (вплоть до атомарно чистой) поверхности подложки [1].

Прочность сцепления покрытия с поверхностью детали в среднем равна 10-55 МПа на отрыв, а некоторых случаях – до 120 МПа. Пористость покрытия находится в пределах 10...15%. Толщина покрытия обычно не более 1 мм, так как при ее увеличении в напыляемом слое возникают напряжения, стремящиеся отделить его от поверхности детали.

Определение прочности сцепления, пористости, твердости, износостойкости, коррозионной стойкости, термостойкости, жаростойкости и других свойств в зависимости от назначения покрытия проводится на 3-10 образцах.

Особо важным параметром для плазмонапыленных покрытий является их пористость. Поры могут быть сквозными (т.е. доходящими до основного металла или подслоя) или замкнутыми; они могут иметь разнообразную форму (точечная, канальчатая пористость) и значительно отличаться по размерам. Обычно размеры пор невелики, поэтому их нельзя различить невооруженным глазом.

Авторы [3] предлагают для измерения пористости плазмонапыленных  $Al_2O_3$ ,  $ZrO_2$  и  $TiO_2$  покрытий нанесенных на пластины из нержавеющей стали использовать метод цифрового анализа изображений. При этом показано, что при 1000× увеличении цифровой анализ может быть использован для оценки пористости покрытий без учета разрешения.

В настоящее время для определения пористости покрытий прибегают к методу математического моделирования. Так, в работе [4] разработан алгоритм в составе программного комплекса для моделирования процесса укладки сплэтов (растекшихся и затвердевших на поверхности основы капель расплава) при напылении покрытия с учетом динамически изменяемой топологии его поверхности, а также формирования его слоистой структуры.

В работе [5] предлагается рассматривать поры в виде модели усеченного конуса и сферы, соединенных между собой наноканалами.

Итак, с помощью технологии плазменного напыления можно создавать новые композиционные материалы и покрытия, которые не могут быть получены другими методами. Особенно широко плазменное напыление используется для нанесения порошков на различные металлические и неметаллические поверхности.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-33-60154 мол\_а\_дк, стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4.*

#### Литература

1. Лашенко Г.И. Плазменное упрочнение и напыление. Киев: Екотехнологія, 2003. 64 с
2. Кривобоков В.П., Сочугов Н.С., А.А. Соловьев Плазменные покрытия (свойства и применение): учеб. пособие /; Томский политехнический университет. Томск: Изд-во Томск. политехн. ун-та, 2011. 136 с.
3. Du H., Lee S.W., J.H. Shin Study on porosity of plasma-sprayed coatings by digital image analysis method // Journal of Thermal Spray Technology. 2005. Vol. 14. Iss. 4. P. 453-461.

4. Бледнов В.А., Иордан В.И., Солоненко О.П. Моделирование формирования слоистой структуры и пористости плазменных порошковых покрытий с учетом изменяемой топологии поверхности при напылении // Известия Томского политехнического университета, 2010. № 5. Т. 317. С. 82-87.

5. Математическое моделирование напряжений в плазмонапыленных покрытиях медицинского назначения / А.В. Лясникова, В.М. Таран, О.А. Маркелова, О.А. Дударева, И.П. Гришина // Медицинская техника. 2013. № 3 (279). С. 28-30.

## **ТЕРМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА МАТЕРИАЛОВ ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ**

С.В. Телегин, М.А. Баранов, Н.И. Китаев  
Научный руководитель: ассистент С.В. Телегин

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

Поверхностное упрочнение металлических деталей – перспективный технологический процесс, открывающий целый ряд новых возможностей для повышения эксплуатационных характеристик деталей машин, инструмента [1]. Также технология упрочнения металлических деталей нашла широкое применение при модификации поверхностей внутрикостных имплантатов [2-3].

Поверхностное упрочнение деталей лучом лазера характеризуется рядом преимуществ, а именно: упрочнение осуществляется локально (по глубине и ширине воздействия лазерного излучения), сохранение исходных свойств материала в объеме материала не подвергнутому обработке, твердость при этом выше на 15-20 % по сравнению с твердостью после термообработки существующими способами; упрочнение поверхностей труднодоступных полостей, углублений, куда луч лазера может быть введен с помощью оптических устройств; созданием «пятнистого» поверхностного упрочнения значительных площадей, при котором не образуется сплошного хрупкого слоя, склонного к растрескиванию, деформированию, отслаиванию и т.п.; получение заданных свойств (механических, химических и других) обрабатываемых поверхностей деталей путем их легирования различными элементами с помощью излучения лазера; отсутствие деформаций обрабатываемых деталей, обусловленных локальностью термообработки, что позволяет практически полностью исключить финишную обработку; отсутствие механического воздействия на обрабатываемый материал, что вместе с бесконтактностью лазерного нагрева обуславливает простоту автоматизации процесса термообработки по контуру, в том числе деталей сложной формы и др. [4-6].

Лазерные методы упрочнения целесообразны при обработке поверхностей сложной конфигурации, деформирование которых должно быть сведено к минимуму; при трудности подвода теплоты к обрабатываемой зоне детали

обычными способами; при малых размерах поверхности обрабатываемых зон в сравнении с размерами деталей.

Широкое внедрение методов лазерного упрочнения в различные отрасли промышленности обуславливается рядом благоприятных факторов:

- наличием серийного лазерного высокопроизводительного оборудования как импульсного, так и непрерывного действия;
- сравнительной простотой лазерного упрочнения, обуславливающей несложный подбор технологических режимов обработки деталей;
- значительной номенклатурой обрабатываемых деталей, требующих локального упрочнения;
- большой технико-экономической эффективностью, определяемой достоинствами лазерной термообработки и др.

В ряде случаев формы и размеры различных деталей не позволяют использовать существующие способы поверхностного упрочнения для термообработки вследствие появления значительных напряжений в поверхностных слоях, приводящих их к деформированию и т. д. Поэтому прочность деталей, изготовленных, например, из конструкционных сталей в состоянии поставки, как правило, невелика.

Методы лазерной обработки образуют группы, основанные, соответственно, на нагреве, плавлении и ударном нагружении материала в зависимости от плотности и мощности падающего лазерного излучения и времени его воздействия, т.е. его длительности [7].

Нагрев определяет такие процессы, как отжиг материалов, а также наиболее распространенный метод лазерного поверхностного упрочнения посредством фазовых превращений в твердом состоянии в поверхностных слоях металлов и сплавов при очень быстром нагреве и последующем охлаждении.

Лазерное упрочнение, основанное на фазовых превращениях в поверхностном слое, требует минимальной плотности потока излучения лазера при максимальном его воздействии [8].

#### Литература

1. Телегин С.В., Лясников В.Н., Гоц И.Ю. Влияние импульсной лазерной обработки на химический и фазово-структурный состав поверхности титана // Энерго- и ресурсосберегающие экологически чистые химико-технологические процессы защиты окружающей среды: Междунар. науч.-техн. конф. 2015. С. 252-257.
2. Лясникова А.В., Протасова Н.В., Дударева О.А. Повышение качества плазмонапыленных покрытий медицинского назначения // Медицинская техника. 2012. № 4. С. 4-7.
3. Лясникова А.В., Бутовский К.Г., Лясников В.Н. Современные технологии в производстве высокоэффективных дентальных имплантатов // Клиническая имплантология и стоматология. 2003. № 1. С. 23.
4. Методы исследования свойств материалов и покрытий : учеб. пособие / А.В. Лясникова, И.П. Гришина, О.А. Маркелова, О.А. Дударева. Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2016. 108 с.

5. Папшев В.А., Лясников В.Н., Сурменко Е.Л. Перспективные направления совершенствования внутрикостных имплантатов с применением лазерных технологий // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2010. № 1 (53). Вып. 2. С. 40-56.

6. Вейко В.П., Петров А.А. Опорный конспект лекций по курсу «Лазерные технологии». Раздел: Введение в лазерные технологии. СПб: СПбГУ ИТМО, 2009. 143 с.

7. Телегин С. В., Лясников В.Н. Исследование морфологии поверхности титана, сформированной импульсной лазерной обработкой // Вектор науки Тольяттинского государственного университета. 2013. № 3 (25). С. 270-272.

8. Телегин С.В., Лясников В.Н., Гоц И.Ю. Морфология поверхности титана, модифицированной импульсной лазерной // Вестник Саратовского государственного технического университета. 2015. № 3 (80). С. 104-109.

## **МЕДИЦИНСКИЙ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ПЛОДА**

Т.С. Дубинина, О.А. Маркелова  
Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

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

Медицинский автоматизированный комплекс (МАК) – организованная совокупность взаимосвязанных между собой медицинских приборов и/или аппаратов и средств вычислительной техники, предназначенная для обработки медико-биологических данных и/или реализации лечебного воздействия и/или управления им.

МАК может входить в состав медицинской автоматизированной системы (МАС) либо иметь самостоятельное функциональное назначение, например, служить для обработки данных в соответствии с конкретной медицинской методикой. Структурно-функциональная схема медицинского автоматизированного комплекса для ультразвукового исследования плода подробно представлена на рис. 1.

Структурно-функциональная схема медицинского автоматизированного комплекса для ультразвукового исследования плода представлена на основе функциональных элементов: датчиков (Д1-Д42) и исполнительных механизмов (ИМ1-ИМ31).

Пациент располагается на механизированном кресле (МК). Кресло регулируется по высоте, относительно оси у, кинематическим звеном (К35), приводимым в движение исполнительными механизмами (ИМ9, ИМ10), положения регистрируются датчиками (Д13, Д14, Д15). Кресло состоит из четырех перемещаемых элементов: подголовник регулируется (К31 которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ1, ИМ2), положения регистрируются датчиками (Д1, Д2, Д3), спинка регулируется (К32),

которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ3, ИМ4), положения регистрируются датчиками (Д4, Д5, Д6), подножник регулируется (К33), которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ5, ИМ6), положения регистрируются датчиками (Д7, Д8, Д9) и подступник регулируемый (К34), приводимый в движение исполнительными механизмами (ИМ7, ИМ8), положения регистрируются датчиками (Д10, Д11, Д12).

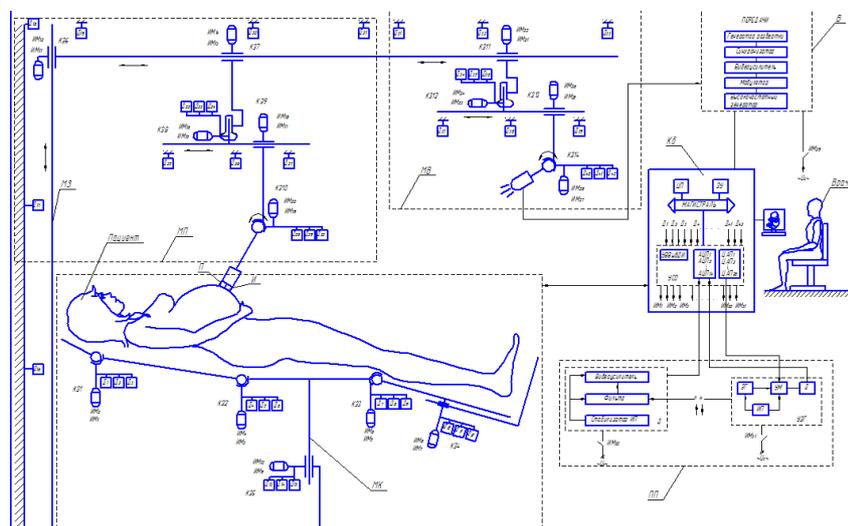


Рис. 1. Структурная функциональная схема медицинского автоматизированного комплекса для ультразвукового исследования плода

Такое автоматизированное кресло удобно врачу для наблюдения за пациентом и сменой позиций с помощью манипулятора видеокамеры (МВ), который располагается в трехкоординатной оси. Кинематическое звено (К36) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ11, ИМ12), положения регистрируются датчиками (Д16, Д17, Д18), кинематическое звено (К311) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ21, ИМ22), положения регистрируются датчиками (Д31, Д32, Д33), кинематическое звено (К312), которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ23, ИМ24), положения регистрируются датчиками (Д34, Д35, Д36), кинематическое звено (К313) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ25, ИМ26), положения регистрируются датчиками (Д37, Д38, Д39), кинематическое звено (К314), которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ27, ИМ28), положения регистрируются датчиками (Д40, Д41, Д42). При замыкании ключа исполнительного механизма (ИМ29) включается электронный блок видеокамеры (В), который состоит из: генератора развёртки, синхронизатора, видеоусилителя, модулятора, высокочастотного генератора. Электронный блок видеокамеры подключён к компьютерному блоку (Кб).

Компьютерный блок нужен для автоматизации и управления прибором для ультразвукового исследования плода. В состав компьютерного блока входят: центральный процессор (ЦП), запоминающее устройство (ЗУ), магистраль, периферийные устройства и устройства сопряжение с объектом (УСО).

С помощью компьютерного блока можно управлять пьезопреобразователем (ПП), который расположен в трёхкоординатной оси.

Кинематическое звено (К37) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ13, ИМ14), положения регистрируются датчиками (Д19, Д20, Д21), кинематическое звено (К38) которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ15, ИМ16), положения регистрируются датчиками (Д22, Д23, Д24), кинематическое звено (К39) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ17, ИМ18), положения регистрируются датчиками (Д25, Д26, Д27), кинематическое звено (К310) которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ19, ИМ20), положения регистрируются датчиками (Д28, Д29, Д30). Пьезопреобразователь (ПП) состоит из ультразвукового генератора (УЗГ). При замыкании ключа исполнительного механизма (ИМ31) задающий генератор (ЗГ) подаёт необходимую частоту 18 кГц на усилитель мощности (УМ), который, в свою очередь, повышает амплитуду сигнала и результат подаёт на излучатель (И). Отражённый сигнал поступает на приёмник (П). При замыкании ключа исполнительного механизма (ИМ30) включается датчик (Д) приёма отражённых сигналов, поступающих в фильтр. Фильтр обрабатывает сигналы для того чтобы убрать шумы. Обработанный сигнал поступает в виде усилитель, который увеличивает мощность видеосигнала и поступает на компьютерный блок (Кб), где формируется изображение, что позволяет врачу провести ультразвуковое исследование плода [1-2].

На рис. 2 показана система видеонаблюдения за пациентом и сменой позиций с помощью манипулятора видеокamеры (МВ), который располагается в трехкоординатной оси.

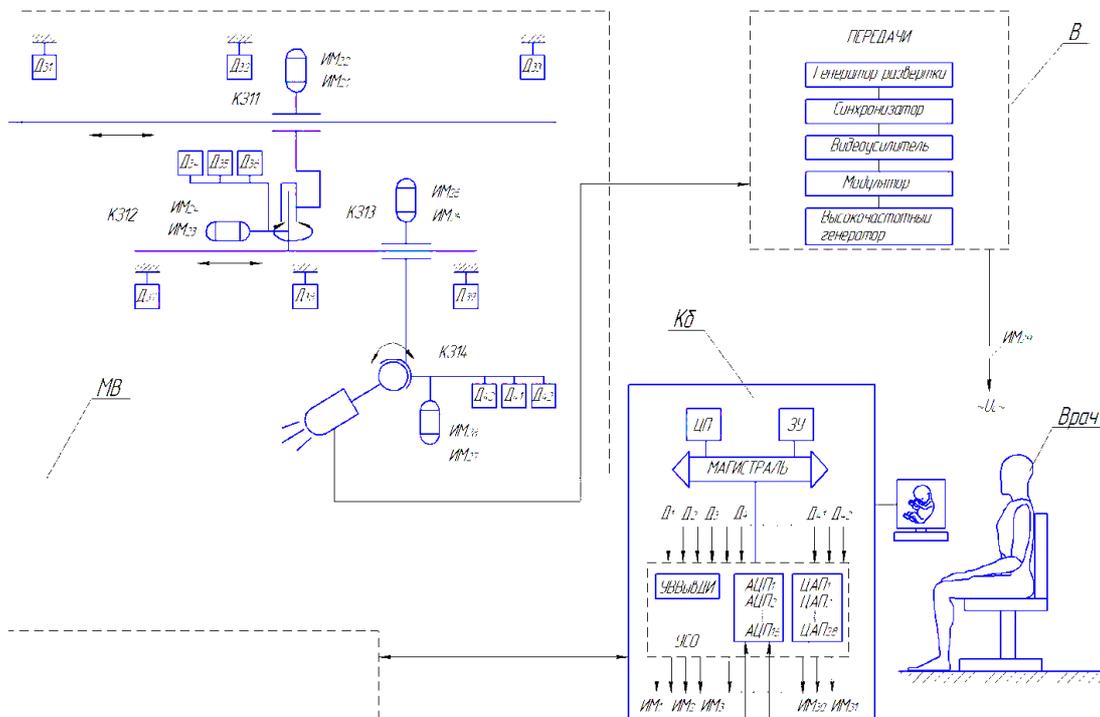


Рис. 2. Система видеонаблюдения

Кинематическое звено (К36) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ11, ИМ12), положения регистрируются датчиками (Д16, Д17, Д18), кинематическое звено (К311) приводится в движение исполнительными

механизмами (ИМ21, ИМ22), положения регистрируются датчиками (Д31, Д32, Д33), кинематическое звено (К312), которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ23, ИМ24), положения регистрируются датчиками (Д34, Д35, Д36), кинематическое звено (К313) приводится в движение исполнительными механизмами (ИМ25, ИМ26), положения регистрируются датчиками (Д37, Д38, Д39), кинематическое звено (К314), которое изменяет углы поворота исполнительными механизмами (ИМ27, ИМ28), положения регистрируются датчиками (Д40, Д41, Д42).

При замыкании ключа исполнительного механизма (ИМ29) включается электронный блок видеокамеры, который состоит из: генератора развёртки, синхронизатора, видеоусилителя, модулятора, высокочастотного генератора. Электронный блок видеокамеры подключён к компьютерному блоку.

Компьютерный блок нужен для автоматизации и управления прибором для ультразвукового исследования плода. В состав компьютерного блока входят: центральный процессор (ЦП), запоминающее устройство (ЗУ), магистраль, периферийные устройства и устройства сопряжение с объектом (УСО) [3].

#### Литература

1. 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.
2. 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.
3. Таран В.М., Лясникова А.В. Применение электронной техники в медицине. Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2010. 160 с.

### **РАЗРАБОТКА СХЕМЫ МЕДИЦИНСКОГО АВТОМАТИЗИРОВАННОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ**

К.С. Дорогова, М.В. Загибашев, В.М. Таран, О.А. Дударева

Научные руководители: д.т.н., профессор В.М. Таран,  
к.т.н., доцент О.А. Дударева

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

Приборы искусственной вентиляции легких (ИВЛ) позволяют обеспечить газообмен пациенту как во время операции, так и при критических состояниях, опасных для жизни. 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.

Автоматизация ИВЛ осуществляется на основе стандартных функциональных элементов: датчиков (Д) и исполнительных механизмов (ИМ) (рис. 1) [1-4].

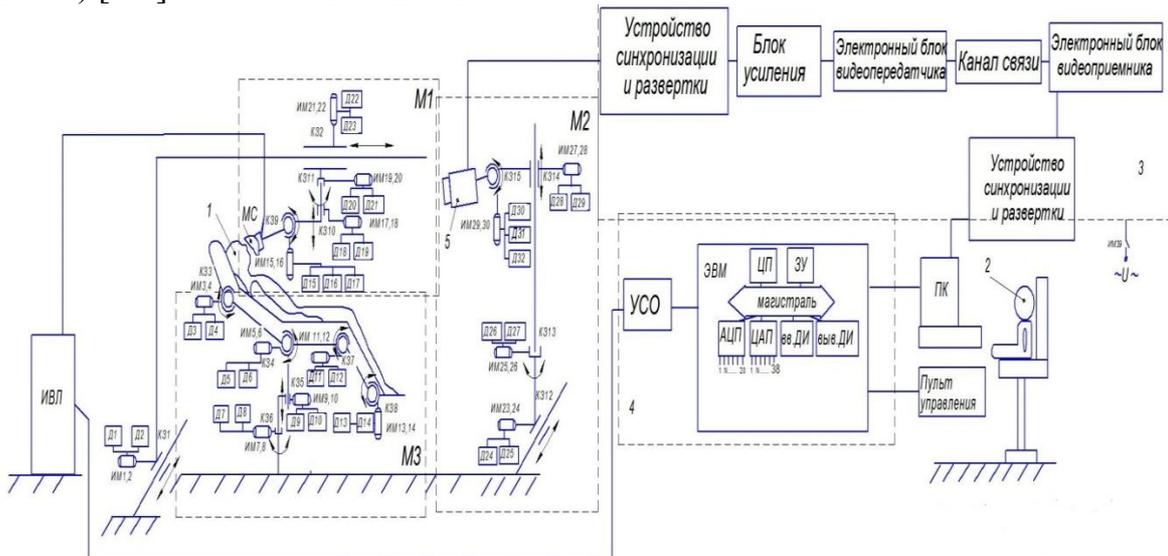


Рис. 1. Структурно-функциональная схема медицинского автоматизированного комплекса

Врач 2 при помощи компьютерной системы (КС) управляет МАК. КС нужна для автоматизации и управления М1, М2, М3 и АИК. Она состоит из центрального процессора (ЦП), запоминающего устройства (ЗУ), которые подсоединены к магистрали, после подсоединены периферийные устройства (АЦП, ЦАП, ВВ ДИ). Устройство сопряжения с объектом (УСО) связано с КС и ИВЛ. От КС идёт подсоединение к электронному блоку видеокамеры 3.

Пациент 1 располагается на автоматизированном кресле-кроватьи (М3). Кресло-кровать К35 регулируется по высоте ИМ9, ИМ10, контролируется Д9, Д10, изменяет углы поворота кресло-кроватьи в четырех позициях: подголовник К33 регулируется ИМ3, ИМ4-датчики Д3 и Д4; спинка К34 регулируется ИМ5, ИМ6 контролируется Д5, Д6; подножник К37 регулируется с помощью ИМ11, ИМ12, а датчики, контролирующие их, – Д11, Д12; подступник К38 регулируется с помощью ИМ13, ИМ14, контролируются соответствующими датчиками Д13, Д14. Также свободно поворачивается вокруг своей оси К36 при помощи ИМ7, ИМ8, датчики контролирующие Д7, Д8. Такое автоматизированное кресло обладает наибольшим удобством для пациента 1, позволяет врачу 2 выбрать удобное положение пациента для подключения его к ИВЛ.

Манипулятор маски (М1) для подачи кислорода в легкие пациента перемещается К32 горизонтально ИМ21, ИМ22 которые контролируют Д22, Д23, вертикально К310 регулируются ИМ17, ИМ18, контролируются Д18, Д19, а

также вращательное К311 движение маски регулируется ИМ19, ИМ20, контролируются Д20, Д21, угол поворота К39 контролируется Д15, Д16, Д17 датчиками, а их регуляторы ИМ15, ИМ16.

Наблюдение за пациентом и контроль осуществляются при помощи камеры (М2). Камера имеет возможность перемещаться в вертикальном К314 направлении ИМ27, ИМ28, датчики Д28, Д29. Также вращательное К313 движение осуществляется датчиками Д26, Д27 и исполнительными механизмами ИМ26, ИМ27, и камера может передвигаться по диагонали за счет ИМ23, ИМ24, контроль положения отслеживается датчиками Д24, Д25. Обеспечение перемещения камеры и ее свободного вращения позволяет врачу точно отслеживать перемещение датчика и следить за положением пациента.

#### 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. Таран В.М., Лясникова А.В. Применение электронной техники в медицине / А.В. Лясникова. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2010. 160 с.
4. Таран В.М., Лясникова А.В. Биотехнические системы медицинского назначения: учеб. пособие. М.: Прондо, 2015. 412 с.

Научное издание

АКТУАЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ  
БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ

Сборник материалов  
VI Всероссийской научной конференции  
для молодых ученых, студентов и школьников

Редактор Л.А. Скворцова

Компьютерная верстка Ю.Л. Жупиловой

Подписано в печать 25.01.17

Формат 60×84 1/16

Бум. офсет.

Усл. печ. л. 14,5

Уч.-изд. л. 13,4

Тираж 100 экз.

Заказ 102

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