

НАНОМАТЕРИАЛЫ И НАНОТЕХНОЛОГИИ: ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Сборник материалов
V Международной научной конференции
для молодых ученых, студентов и школьников



29 февраля - 15 мая 2016 г.
г. Саратов

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

**НАНОМАТЕРИАЛЫ И НАНОТЕХНОЛОГИИ:
ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ**

**Сборник материалов
V Международной научной конференции
для молодых ученых, студентов и школьников**

Саратов 2016

УДК 6-022.532, 539.216.1, 621.38-022.532
ББК 30.3
Н 25

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

Н 25 Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы: сб. материалов
V Междунар. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. Саратов,
29 февраля – 15 мая 2016 г. Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2016. 154 с.
ISBN 978-5-7433-3070-6

В сборнике представлены материалы V Международной научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников «Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы», проходившей 29 февраля – 15 мая 2016 г. в Саратовском государственном техническом университете имени Гагарина Ю.А. в соответствии с приказом СГТУ № 158-П от 02.03.2016.

Основными целями конференции являлись выявление и развитие у ее участников творческих способностей и интереса к изучению чрезвычайно актуального направления современной науки – нанотехнологии и связанных с нею прикладных дисциплин, эффективное использование информационных технологий в научно-образовательном процессе, создание условий для выявления одаренной и талантливой молодежи с целью ее дальнейшего интеллектуального развития и профессиональной ориентации, развитие международных связей между молодыми учеными для обмена опытом и установления общепользовательных связей в научно-практической сфере, определение современных тенденций в указанном научном направлении в общемировой практике.

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

Организационный комитет:

проф. Сытник А.А., проф. Лясникова А.В., проф. Гороховский А.В.,
проф. Лясников В.Н., проф. Сеницын Н.И., проф. Вениг С.Б.,
проф. Елинсон В.М., проф. Фетисов Г.П., доц. Стаффорд О.,
проф. Ромбах В.П., проф. Сайдахмедов Р.Х., проф. Руденская Н.А.,
проф. Зимняков Д.А., проф. Сироткин О.С., проф. Мерсон Д.Л.,
проф. Адаменко Н.А., проф. Лепилин А.В., проф. Каменских Т.Г.,
проф. Скрипаль А.В., доц. Суетенков Д.Е., проф. Перинский В.В.,
доц. Протасова Н.В., доц. Дударева О.А. (отв. секретарь).

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

ISBN 978-5-7433-3070-6

© Саратовский государственный
технический университет, 2016
© Авторы статей, 2016

СОДЕРЖАНИЕ

ТЕХНОЛОГИЯ ФОРМИРОВАНИЯ СВЕРХПРОВОДЯЩИХ ДВУХКОМПОНЕНТНЫХ ТОНКИХ ПЛЕНОК WSi ДЛЯ ОДНОФОТОННЫХ ДЕТЕКТОРОВ НА УСТАНОВКЕ ВУП-11М	
Д.Д. Васильев, Е.И. Малеванная	7
ИССЛЕДОВАНИЕ АДсорбЦИИ ФОТОСТАБИЛЬНОГО КРАСИТЕЛЯ ЭОЗИНА Y НА ПРОТОНИРОВАННОМ ПОЛИТИТАНАТЕ КАЛИЯ	
Д.С. Ковалева.....	10
МОДИФИЦИРОВАНИЕ СКАФФОЛДОВ ИЗ ПОЛИМОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ ИМПУЛЬСНЫМ ЭЛЕКТРОННЫМ ПУЧКОМ	
П.Г. Кузнецов, В.Л. Кудрявцева, Д.В. Пономарев.....	13
ИЗГОТОВЛЕНИЕ И СВОЙСТВА ФУНКЦИОНАЛИЗИРОВАННЫХ 3-Д СКЭФФОЛДОВ НА ОСНОВЕ ПОЛИКАПРОЛАКТОНА С ДОБАВЛЕНИЕМ КРЕМНИЙЗАМЕЩЕННОГО ГИДРОКСИАПАТИТА	
Е.В. Мельник, С.Н. Городжа, М.А. Сурменева.....	19
ИССЛЕДОВАНИЕ КИНЕТИКИ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ПОЛИТИТАНАТА КАЛИЯ С ИОНАМИ НИКЕЛЯ В ВОДНЫХ РАСТВОРАХ	
М.А. Викулова, В.Р. Нигматуллин	22
ОПРЕДЕЛЕНИЕ АМПЛИТУДНО-ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭЛЕКТРОДОВ АППАРАТА ДИАДЭНС	
А.В. Шабанова.....	25
ОПТИМИЗАЦИЯ МИКРОСТРУКТУРЫ ВНУТРИКОСТНОГО ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА	
К.С. Бодягина, С.П. Павлов.....	28
ИССЛЕДОВАНИЕ ТВЕРДОСТИ НАНОКОМПОЗИТНЫХ ТВЕРДОСМАЗОЧНЫХ ПОКРЫТИЙ	
В.Н. Калинин, М.Г. Попова.....	31
КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМ КЛАСТЕРОВ	
Д.А. Гусев, А.С. Попов	34
ПЛАЗМЕННОЕ НАПЫЛЕНИЕ НАНОКОМПОЗИТНЫХ ПОКРЫТИЙ – ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ	
Л.П. Братухина, В.А. Гомон, Л. Корнетт	38
ДОЗОВЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МИКРОИСТОЧНИКА ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ НА ОСНОВЕ Pd-103	
О.П. Александрова, Ю.А. Кураченко, А.Н. Клёпов	41
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НАНОСТРУКТУР В МЕТОДАХ ФИЗИЧЕСКОГО ХИМИЧЕСКОГО ОСАЖДЕНИЯ ПОКРЫТИЯ	
А.Р. Каримов.....	44
КВАНТОВЫЕ ЭФФЕКТЫ В СВЕРХМАЛЫХ НАНОМАТЕРИАЛАХ	
А.Р. Каримов.....	47
ЭЛЕКТРОМАГНИТНО ИНДУЦИРОВАННОЕ ДВОЙНОЕ ЛУЧЕПРЕЛОМЛЕНИЕ	
В.В. Будяк, А.Е. Кочеткова	51
ОСНОВНЫЕ СПОСОБЫ УПРАВЛЕНИЯ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИМИ СВОЙСТВАМИ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОКРЫТИЙ	
В.А. Гомон, А.В. Романов, Л. Корнетт	55

КИНЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЦЕССА ПРОТОНИРОВАНИЯ СЛОИСТОГО ПОЛИТИТАНАТА КАЛИЯ	
М.А. Викулова, О.С. Рослякова	58
РАЗРАБОТКА ХИРУРГИЧЕСКОГО СИМУЛЯТОРА С ТАКТИЛЬНОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ	
И.К. Алайцев.....	61
УЛУЧШЕНИЕ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЙ, ПОЛУЧЕННЫХ НА ОПТИЧЕСКОМ МИКРОСКОПЕ	
А.А. Данилова	62
РАЗРАБОТКА СИМУЛЯТОРА ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИХ ЛАЗЕРНЫХ ОПЕРАЦИЙ	
А.Д. Тебякин, М.В. Прокофьев.....	65
ИССЛЕДОВАНИЕ ТИТАНОВЫХ, НИКЕЛЕВЫХ И ПЛАТИНОВЫХ ЭЛЕКТРОДОВ В ЭЛЕКТРОЛИТЕ НА ОСНОВЕ ПЕРХЛОРАТА ЛИТИЯ	
С.М. Демидов	67
МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ГРАНИЧНЫХ УСЛОВИЙ НА ПЕРЕНОС ИЗЛУЧЕНИЯ В СРЕДАХ СО СЛОЖНОЙ СТРУКТУРОЙ	
А.А. Исаева, Е.А. Исаева, А.В. Пантюков	69
АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРА ПО КОНТРОЛЮ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В ГОРНОДОБЫВАЮЩЕЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ	
В.В. Грызунов, И.В. Грызунова, П.М. Киприянов, А.Д. Казакова, А.С. Марков, Д.А. Маврина.....	73
ОСОБЕННОСТИ СПОСОБОВ ПОВЫШЕНИЯ АДГЕЗИИ ПОРИСТО- ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ	
Л.П. Братухина, П.С. Бибилов, Л. Корнетт	76
КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СТРУКТУРЫ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК	
Л.А. Коваленко, Н.С. Семенов.....	79
РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ПОЛУЧЕНИЯ АНТИФРИКЦИОННЫХ КОМПОЗИЦИЙ НА ОСНОВЕ ПОЛИТИТАНАТОВ КАЛИЯ И ИССЛЕДОВАНИЕ ТРИБОЛОГИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ПОЛУЧЕННЫХ МАТЕРИАЛОВ	
Д.С. Ковалева, А.Н. Кривоногова.....	82
МОДЕЛИРОВАНИЕ СТРУКТУРЫ ОБРАЗЦА, СОДЕРЖАЩЕГО УГЛЕРОДНЫЕ НАНОТРУБКИ	
А.Н. Матвеева, К.И. Боржова	85
ТОПОЛОГИЧЕСКАЯ ОПТИМИЗАЦИЯ МИКРОСТРУКТУРЫ ТРЕХФАЗНЫХ НАНОКОМПОЗИТОВ С ЭКСТРЕМАЛЬНЫМИ МЕХАНИЧЕСКИМИ СВОЙСТВАМИ	
Т.Ю. Меркулова, С.П. Павлов	89
РАЗРАБОТКА ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА	
Ю.А. Скрипкина, С.Я. Пичхиде	92
РАЗРАБОТКА НОВОЙ КОНСТРУКЦИИ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА	
К.С. Дорогова, А.Ф. Дорогов, С.Я. Пичхидзе	95
РЕТРАКТОР ДЛЯ МОБИЛИЗАЦИИ ПОДКОЖНЫХ ВЕН	
А.М. Терехов, В.Н. Ероклинцев, Р.Г. Чаббаров, А.Г. Пятницкий	98

ВЛИЯНИЕ СКОРОСТИ НАПЫЛЕНИЯ ЧАСТИЦ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННОГО ПОКРЫТИЯ	
О.А. Ли, С.А. Григорян	100
ОСОБЕННОСТИ МОРФОЛОГИИ ЦИНКЗАМЕЩЕННЫХ ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТНЫХ ПОКРЫТИЙ	
А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, И.П. Гришина, М.В. Загибашев	102
ИССЛЕДОВАНИЕ ТРИБОТЕХНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК НАНОСТРУКТУРИРОВАННОГО ПОКРЫТИЯ Al_2O_3 С ПРОПИТКОЙ РАСТВОРОМ АМИНОСИЛАНА	
Д.А. Шишкин, С.Я. Пичхидзе	104
ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ПОВЫШЕНИЯ НАДЕЖНОСТИ МЕТАЛЛОРЕЖУЩЕГО ИНСТРУМЕНТА	
Е.С. Плешакова	107
ТЕРМОРЕГУЛИРУЮЩИЕ МОДУЛИ НА ОСНОВЕ АЦЕТАТА НАТРИЯ, МОДИФИЦИРОВАННОГО ГРАФЕНОМ, ДЛЯ ПОДШИПНИКОВЫХ УЗЛОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В МАШИНОСТРОЕНИИ	
А.А. Попова	110
ПОЛИФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ НАНОКОМПОЗИТЫ НА ОСНОВЕ УЛЬТРАДИСПЕРСНЫХ УГЛЕРОДНЫХ МАТЕРИАЛОВ С ПОЛИЭТИЛЕНОМ В КАЧЕСТВЕ СВЯЗУЮЩЕГО	
Г.М. Рафикова, А.А. Базунова	112
КЕРАМИЧЕСКИЙ НАНОКОМПОЗИТ С ПОВЫШЕННЫМИ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ	
Е.С. Семанцова	115
ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ПРОИЗВОДСТВЕ ЭФФЕКТИВНЫХ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ	
Н.В. Протасова, В.А. Гомон	119
СЛОЖНЫЕ КОЛЕБАНИЯ НЕЛИНЕЙНЫХ ПОЛОГИХ ОБОЛОЧЕК С УЧЕТОМ ТЕПЛОВЫХ НАГРУЗОК	
Д.Е. Трифанов, А.А. Сопенко	121
СИСТЕМА ДОСТАВКИ ЛИПОЕВОЙ КИСЛОТЫ НА ОСНОВЕ КОМПОЗИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ СОПОЛИМЕРОВ МОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ	
С.А. Кедик, В.В.Суслов, Г.Н. Трубицын, М.Ю. Сёмкин, Е.А. Шняк	124
КОМПЬЮТЕРНАЯ ПРОГРАММА ДЛЯ РАСЧЕТА ВРЕМЕНИ ЗАПОЛНЕНИЯ ПОР ПОКРЫТИЯ ЖИДКИМ ВЕЩЕСТВОМ	
Д.А. Кудрявцев, М.В. Загибашев	126
РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ПЯСТНО-ФАЛАНГОВОГО СУСТАВА	
Т.С. Дубинина	128
СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ЗАГРЯЗНЕНИЙ ГОРОДСКОГО ВОЗДУХА НАНОЧАСТИЦАМИ	
В.А. Тюрин	131
ОЧИСТКА ПОВЕРХНОСТЕЙ ТВЕРДЫХ ТЕЛ ОТ ОРГАНИЧЕСКИХ ЗАГРЯЗНЕНИЙ В ГАЗОВОМ РАЗРЯДЕ	
Ю.А. Скрипкина	134
ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК ВЛАЖНОСТИ НА ОСНОВЕ ДВУХСЛОЙНОЙ ПЛАСТИНЫ С ГИГРОСКОПИЧЕСКИМ ПОКРЫТИЕМ	
Т.И. Мурашкина, А.К. Ефимов, Е.А. Шачнева, М.М. Савочкина	136

ВЛИЯНИЕ ШАГА РЕЗЬБЫ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА НА НДС ВОССТАНОВЛЕННОГО ЗУБА ПРИ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ НАГРУЗКЕ	
К.С. Бодягина, С.Я. Пичхидзе.....	140
МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭКЗОПРОТЕЗА НОГИ	
А.В. Шкепу, В.М. Таран.....	142
МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ РАЗМЕРОВ НАНОПОР В ПЛАЗМЕННОМ ПОКРЫТИИ	
А.В. Сабирова.....	144
ПОЛУЧЕНИЕ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПОКРЫТИЙ В ЭЛЕКТРОЛИТЕ-СУСПЕНЗИИ	
К.Б. Костин, А.О. Артемкин, С.Я. Пичхидзе	146
СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ ТЕЛЕСКОПИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА ТЕЛА ПОЗВОНКА	
М.Ю. Воробьев, В.М. Таран.....	147
РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ СХЕМЫ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ ИЗ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ЧАСТИЦ ПОРОШКА	
В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, А.А. Каплей.....	149
ЭТАПЫ ПОСТРОЕНИЯ СТАТИСТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ДЛЯ РАСЧЕТА ВРЕМЕНИ ЗАПОЛНЕНИЯ ПОРИСТОГО ПЛАЗМОАПЫЛЕННОГО ПОКРЫТИЯ ЖИДКИМИ ВЕЩЕСТВАМИ	
Д.А. Кудрявцев, В.А. Гомон	152

ТЕХНОЛОГИЯ ФОРМИРОВАНИЯ СВЕРХПРОВОДЯЩИХ ДВУХКОМПОНЕНТНЫХ ТОНКИХ ПЛЕНОК WSi ДЛЯ ОДНОФОТОННЫХ ДЕТЕКТОРОВ НА УСТАНОВКЕ ВУП-11М

Д.Д. Васильев, Е.И. Малеванная
Научный руководитель: к.т.н., доцент К.М. Моисеев

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

Разработка и производство однофотонных детекторов является одним из самых актуальных направлений в микроэлектронике последних лет. Однофотонные детекторы незаменимы в исследованиях в ИК области спектра, квантовой криптографии, при регистрации слабого лазерного излучения, при тестировании БИС, в радиоастрономических наблюдениях [1-3]. Существуют различные типы однофотонных детекторов, различающихся механизмом регистрации фотонов. В течение последнего десятилетия в области систем регистрации одиночных фотонов появился новый тип детекторов – сверхпроводниковые однофотонные детекторы (Superconducting Single Photon Detector, SSPD) [2]. Данный тип детекторов рассчитан на спектральный диапазон от 0,6 до 2,3 мкм, обладает низким джиттером (менее 40 пс), низким уровнем темновых отсчетов (менее 10 Гц) и имеет квантовую эффективность более 85% [4]. В отличие от лавинных фотодиодов и фотоумножителей SSPD обладают большим быстродействием, при этом их рабочая температура не является рекордно низкой, как для сверхпроводниковых болометров, и составляет около 1,6 К.

На данный момент SSPD изготавливают на основе ультратонкой (толщина всего 4 нм) пленки NbN [5]. Из-за толщины в несколько нанометров ограничивается поглощение излучения самой пленкой, что уменьшает квантовую эффективность детектирования. При этом увеличение толщины покрытия, т.е. увеличение сечения проводника, также, снижает этот показатель, поскольку образующееся при поглощении фотона горячее пятно в этом случае может и не вызвать переход в нормальное состояние по всему сечению проводника. Поэтому возникает необходимость поиска материала, который может заменить NbN SSPD. Одним из таких материалов является $W_xSi_{(1-x)}$ [6], при использовании которого возможно добиться эффективности детектирования до 93%. Целью работы является отработка технологии формирования сверхпроводящего тонкопленочного покрытия WSi с требуемым соотношением компонентов и толщиной для создания детекторов с высокой квантовой эффективностью.

Для формирования двухкомпонентного покрытия WSi выбран метод магнетронного распыления из двух источников (рис. 1).

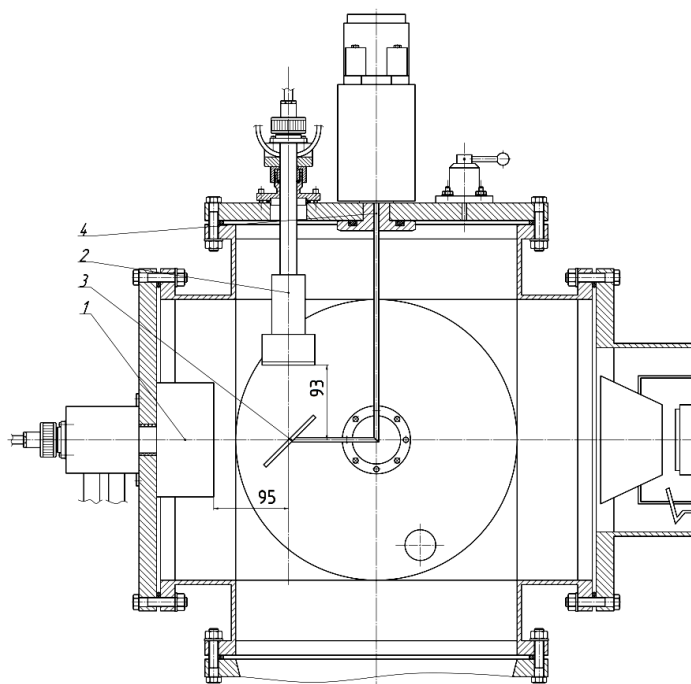


Рис. 1. Схема проведения процесса: магнетрон с кремниевой мишенью ($\varnothing 100$); 2 – магнетрон с вольфрамовой мишенью ($\varnothing 50,8$ мм); 3 – подложка; 4 – ввод вращения

Данный способ позволяет варьировать соотношение материалов в процессе отработки технологии и выбрать оптимальный режим для создания покрытия с высокими выходными характеристиками. Проведены эксперименты по выявлению зависимости скорости осаждения материалов от мощности источника питания магнетрона по отдельности, в результате чего можно подбирать режимы нанесения тонкопленочного покрытия для соблюдения определенного процентного соотношения компонентов в пленке. Исследована зависимость выходных характеристик пленок от толщины и соотношения компонентов в пленке (рис. 2).

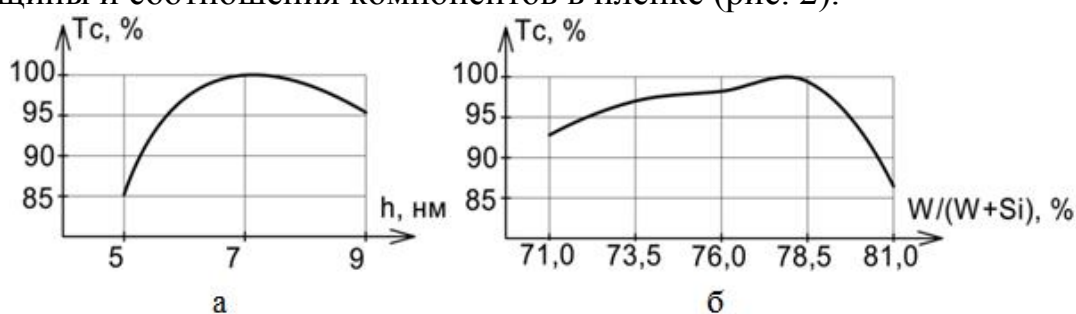


Рис. 2. Зависимость температуры: а – от толщины покрытия, б – от соотношения компонентов

По результатам исследований определено, что наилучшим является соотношение: W – 76%, Si – 24% при толщине пленки 7 нм [7].

Перед нанесением покрытия проводится тренировка мишеней магнетронов для очистки их поверхностей от оксидов и загрязнений. Тренировка осуществляется при следующих значениях параметров: мощность на кремнии 200 Вт, мощность на вольфраме 120 Вт, поток

аргона 1,56 л/ч, посредством дросселирования устанавливается давление $5,0 \cdot 10^{-1}$ Па. После тренировки мишеней по отдельности магнетроны некоторое время работают совместно. Затем устанавливаются параметры, при которых проводится процесс нанесения пленок: мощность на вольфраме 119 Вт, мощность на кремнии 109 Вт, поток рабочего газа увеличивается до 2,6 л/ч, за счет дросселирования достигается рабочее давление в $2,4 \cdot 10^{-1}$ Па. После этого поворачивается заслонка, отделяющая два магнетрона друг от друга, и только потом образец для нанесения. Процесс напыления проводится в пределах 15 секунд, затем подложка отворачивается от магнетронов, выключаются источники питания, осуществляется остановка оборудования.

Отработанная технология позволяет получать покрытия со стабильными параметрами: соотношением компонентов W/Si=76/24 и толщиной 7 нм. Результаты экспериментов подтверждаются исследованиями покрытий на предмет перехода в состояние сверхпроводимости, критическая температура которого для всех образцов составляет $T_c=3,6$ К.

Литература

1. Применение детекторов одиночных фотонов для генерации квантового ключа в экспериментальной оптоволоконной системе связи / В.Л. Курочкин [и др.] // Автометрия. – 2009. – т. 45. – № 4. – С. 110-119.
2. New photon detector for device analysis: Superconducting single photon detector based on a hot electron effect / S. Somani, S. Kasapi, K. Wilsher, W. Lo, R. Sobolewski, G. Gol'tsman // J. Vac. Sci. Technol. B. – 2001. – Vol. 19, №6. – P. 2766-2769.
3. Быстродействующий однофотонный детектор на основе тонкой сверхпроводниковой пленки NbN: монография / О.В. Минаева [и др.]. – М.: Прометей, 2013. – 144 с.
4. Сверхпроводящие счётчики одиночных фотонов (SSPD) [Электронный ресурс]. – Заглавие с экрана. – Режим доступа: <http://www.scontel.ru/sspd/>. – (Дата обращения: 12.05.2016).
5. Сверхпроводниковый NbN однофотонный детектор, интегрированный с четвертьволновым резонатором / Н.Н. Манова, Ю.П. Корнеева, А.А. Корнеев, В. Слыш, Б.М. Воронов, Г.Н. Гольцман // Письма в ЖТФ. – 2011. – Т. 37. – № 10. – С. 49-55.
6. Зотова А.Н., Водолазов Д.Ю. Однофотонные детекторы электромагнитного излучения: механизмы работы и возможные приложения. Институт физики микроструктур, Н.Новгород
7. Однофотонный детектор ИК-диапазона на основе сверхпроводящих пленок WSi / В.А. Селезнев [и др.] // Материалы XX международного симпозиума «Нанofизика и наноэлектроника». – 2016. – Т. 1. – С. 121-123.

ИССЛЕДОВАНИЕ АДСОРБЦИИ ФОТОСТАБИЛЬНОГО КРАСИТЕЛЯ ЭОЗИНА Y НА ПРОТОНИРОВАННОМ ПОЛИТИТАНАТЕ КАЛИЯ

Д.С. Ковалева

Научный руководитель: д.х.н., профессор А.В. Гороховский

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

Ежегодный рост энергопотребления обуславливает растущий интерес в области фотовольтаики. В современном мире большое внимание уделяется методам преобразования энергии Солнца в электроэнергию. Сегодня в качестве солнечных батарей широко применяются фотовольтаические устройства на основе кремния, однако, проблемы, возникающие как при их производстве, так и при эксплуатации, требуют поиска новых решений.

Перспективными, с этой точки зрения, являются системы типа ячеек Гретцеля, представляющие собой фотоэлектрохимические элементы на основе диоксида титана, сенсibilизированного красителем [1].

Для повышения эффективности преобразования солнечной энергии в электрическую в таких системах рассматриваются различные модификации исходной композиции, подразумевающие использование различных красителей, с одной стороны, или использование новых химических веществ в качестве полупроводниковой матрицы – с другой.

В работе [2] исследованы характеристики солнечных элементов на основе нанокристаллического TiO_2 , сенсibilизированного различными синтетическими красителями, при этом установлено, что максимальной эффективностью преобразования энергии электромагнитного излучения в электрическую энергию (0,399 %) характеризуется электрохимическая ячейка на основе системы TiO_2 -эозин Y.

Полититанаты калия (ПТК), представляющие собой производные диоксида титана с общей формулой $\text{K}_2\text{O} \cdot n\text{TiO}_2$, где $n = 2-6$, имеют слоистую структуру и характеризуются большим межслойным расстоянием, что позволяет получать функциональные композиционные материалы путем модификации базового ПТК различными органическими и неорганическими веществами [3].

В предыдущих исследованиях установлено, что для ПТК свойственна хорошая сорбционная способность по отношению к катионным красителям, и низкая – по отношению к анионным, что связано с поверхностным зарядом частиц [3]. Однако изоэлектрическая точка полититаната калия располагается при $\text{pH} \approx 5,6$, а в этих условиях полититанат калия существует в протонированной форме (ПТКП), т.е.

использование такой формы ПТК предположительно может облегчить адсорбцию анионных красителей. Кроме того, ПТКП обладает большей удельной поверхностью по сравнению с базовой формой [4].

В связи с вышесказанным целью настоящей работы является исследование процесса (адсорбции) анионного красителя эозина Y на протонированном полититанате калия.

Базовый полититанат калия синтезирован в расплаве солей в соответствии с методикой работы [5]. Для получения протонированной формы (ПТКП) водную дисперсию ПТК обрабатывали 30 % раствором серной кислоты при постоянном перемешивании в течение 24 ч до получения устойчивого значения $pH \approx 5-5,5$. Затем полученный продукт дважды промывали дистиллированной водой (соотношение вода : продукт 20 : 1), высушивали в сушильном шкафу при $t = 60^\circ C$ и перетирали в агатовой ступке до порошкообразного состояния.

Для изучения процесса сорбции эозина Y в пробирку помещали навеску 5 мг ПТКП, добавляли 5 мл спиртового раствора красителя с концентрацией 0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5; 4; 4,5 и 5 мг/л, 1,5 мин диспергировали с помощью ультразвука при мощности 50 Вт. Через 2 ч дисперсию центрифугировали в течение 30 мин для удаления взвешенных частиц полититаната калия, и с помощью спектрофотометра Evolution 300 определяли остаточную концентрацию красителя в растворе.

Анализ полученных результатов проводили с использованием моделей адсорбции Ленгмюра и Фрейндлиха, описываемые линейными уравнениями (1) и (2) соответственно:

$$\frac{C_e}{q_e} = \frac{1}{q_0 K_L} + \frac{1}{q_0} C_e \quad (1)$$

$$\ln q_e = \ln K_F + \frac{1}{n} \ln C_e, \quad (2)$$

где C_e (мг/л) – равновесная концентрация красителя; q_e (мг/г) – количество красителя, адсорбированного на единице массы адсорбента; q_0 – сорбционная емкость; K_L (л/мг) – константа сорбционного равновесия; K_F и n – эмпирические константы.

Изотерма адсорбции Ленгмюра имеет линейный вид в диапазоне концентраций 0,5-3 мг/л, а изотерма Фрейндлиха – 0,5-2 мг/л, что подтверждается значениями коэффициентов аппроксимации R^2 (таблица) и говорит о применимости данных моделей для описания процесса адсорбции эозина Y на протонированном ПТК при низких концентрациях красителя. При более высоких концентрациях эозина Y, модели Ленгмюра и Фрейндлиха не применимы. Параметры адсорбции определены графическим методом с использованием полученных изотерм (таблица).

Полученные параметры показывают, что при низких концентрациях красителя в растворе он хорошо сорбируется на ПТКП.

Параметры изотерм адсорбции эозина Y на ПТКП, T = 293 K

Модель Ленгмюра			Модель Фрейндлиха			-ΔG ⁰ , Дж/моль
q ₀ , мг/г	K _L , л/мг	R ²	K _F	n	R ²	
0,7	15,63	0,9994	0,6489	6,58	0,9922	6693,35

На основании полученных данных по уравнению (3) рассчитано изменение стандартной энергии сорбции:

$$-\Delta G^0 = R \cdot T \cdot \ln K_L, \quad (3)$$

где -ΔG⁰ – изменение стандартной энергии сорбции, Дж/моль; R – молярная газовая постоянная, Дж/моль·К; T – температура, К.

Отрицательное значение величины ΔG⁰ (таблица 1) свидетельствует о самопроизвольном протекании процесса адсорбции при T = 293 K.

Таким образом, на основании полученных результатов можно сделать вывод, что протонированный полтитанат калия хорошо адсорбирует эозин Y, что позволяет получить на основе этой системы гибридные материалы, в которых ПТКП выступает в качестве полупроводника, а эозин Y – в качестве фотостабильного сенсibilизатора. Подобные материалы востребованы для использования при изготовлении фоточувствительных слоев фотоэлектрохимических ячеек.

Литература

1. O'regan, B. A low-cost, high-efficiency solar cell based on dye-sensitized / B. O'regan, M. Grfitzeli // Nature. – 1991. – Т.353. – №6346. – С. 737-740.
2. Dye-sensitized solar cells using some organic dyes as photosensitizers / T. M. El-Agez et al. // Optica applicata. – 2014. – Т. 44. – №2. – С. 345-351.
3. Соотношение сорбционной и фотокаталитической активности модифицированных полтитанатов калия к различным органическим красителям / М.А. Викулова и др. // Успехи современного естествознания. – 2015. – № 12-0. – С. 17-20.
4. Сорбционная и фотокаталитическая активность нанопорошков полтитаната калия с различной степенью протонирования / А.В. Гороховский и др. // Все материалы. Энциклопедический справочник. – 2016. – № 1. – С. 29-37.
5. Sanchez-Monjaras, T. Molten salt synthesis and characterization of polytitanate ceramic precursors with varied TiO₂/K₂O molar ratio / T. Sanchez-Monjaras, A.V. Gorokhovskiy, J.I. Escalante-Garcia // J. Am. Ceram. Soc. – 2008. – Vol. 91. – № 9. – P.3058–3065.

МОДИФИЦИРОВАНИЕ СКАФФОЛДОВ ИЗ ПОЛИМОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ ИМПУЛЬСНЫМ ЭЛЕКТРОННЫМ ПУЧКОМ

П.Г. Кузнецов, В.Л. Кудрявцева, Д.В. Пономарев
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент С.И. Твердохлебов

*Национальный исследовательский
Томский политехнический университет, г. Томск*

Новые направления, возникшие на стыке медицины и биотехнологий, такие, как тканевая инженерия и регенеративная медицина, связаны с изучением механизмов регенерации и восстановления органов и тканей. В основе этих направлений лежит принцип трансплантации клеток на матрицах-носителях (скаффолдах). Для соответствия скаффолдов требованиям, предъявляемым к ним, необходимо, чтобы скорость их деградации коррелировала со скоростью образования регенерируемых клеток [1,2]. В частности, с этой целью можно применять радиационные технологии, которые находят все большее применение в технике и медицины.

Материалы и методы. В качестве скаффолдов использовали нетканые биodeградируемые материалы, формование которых осуществляли методом электроспиннинга на установке NANON-01A® (Япония) из 4% раствора поли-L-молочной кислоты (PLLA) PL38 (PURAC, Нидерланды) в хлороформе (ЭКРОС, Россия). Для первичной кристаллизации и удаления остаточных растворителей образцы отжигали в вакууме при давлении 10 Па в течение 10 часов при температуре 90°C.

Модифицирование полимеров осуществлялось на импульсном электронном ускорителе ТЭУ-500 [3]. Режимы облучения были следующими: ускоряющее напряжение до 350 кВ, длительность импульса напряжения 60 нс на полувысоте, выведенная энергия электронного пучка за импульс до 80 Дж, выведенный ток пучка до 11 кА, диаметр пучка 5 см. Электронный пучок выводился из камеры через титановую фольгу толщиной 50 мкм.

Исследование морфологии поверхности проводилось методом СЭМ на приборе Quanta 400 FEG. Термический анализ осуществлялся методом ДСК на сканирующем калориметре DSC Q2000.

Результаты и обсуждение. На рис. 1 представлены СЭМ изображения исходного образца.

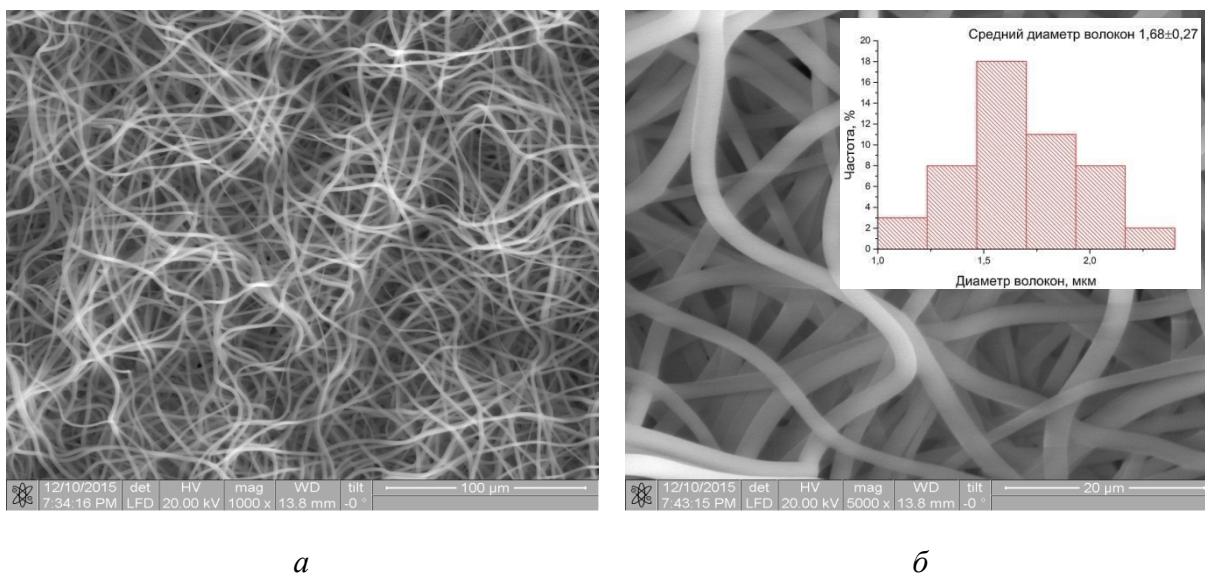


Рис. 1. СЭМ изображения исходного образца при увеличении а) $\times 1000$ и б) $\times 5000$, вставка на рисунке – гистограмма среднего диаметра волокон

На рис. 2 представлены СЭМ изображения образца с поглощенной дозой 140 кГр.

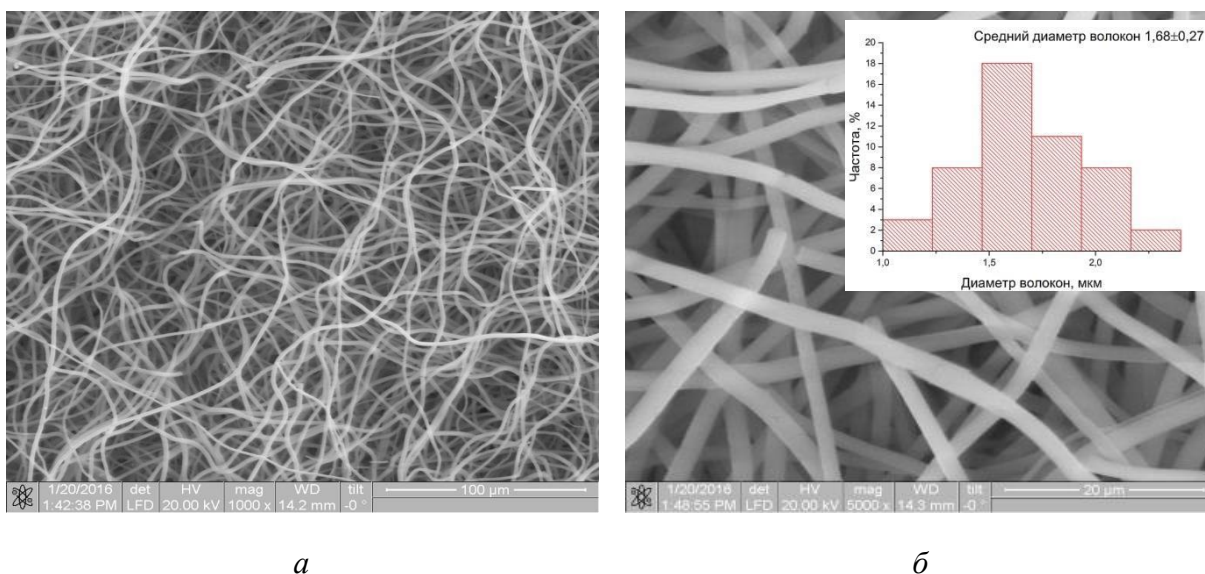


Рис. 2. СЭМ изображения образца, облученного импульсным электронным пучком при увеличении а) $\times 1000$ и б) $\times 5000$, вставка на рисунке – гистограмма среднего диаметра волокон

На рис. 3 представлены СЭМ изображения образца с поглощенной дозой 200 кГр.

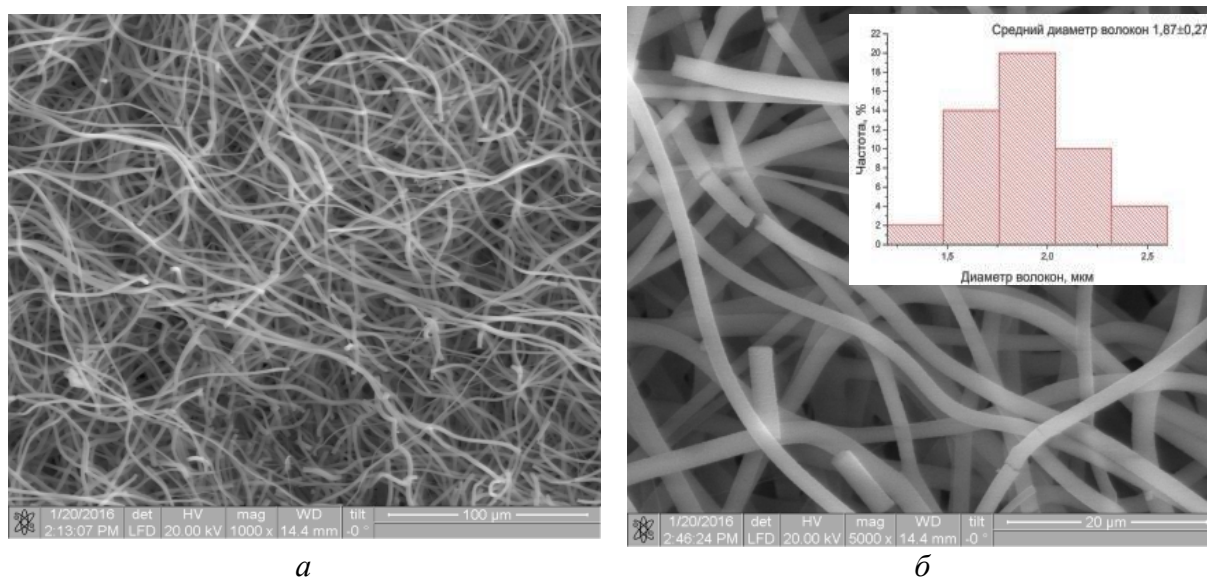


Рис. 3. СЭМ изображения образца, облученного импульсным электронным пучком при увеличении а) $\times 1000$ и б) $\times 5000$, вставка на рисунке – гистограмма среднего диаметра волокон

Из сравнения рис. 1-3 видно, что при увеличении поглощенной дозы свыше 140 кГр наблюдается разрыв волокон полимера. Из гистограмм (вставки на рис. 1-3) и изображений СЭМ видно, что до поглощенной дозы, равной 140 кГр, морфология и средний диаметр волокон образцов не изменяются.

Степень кристалличности исследуемых образцов нетканых полимерных материалов рассчитывалась по формуле

$$X_c = \frac{\Delta H_m}{\Delta H_m^0} \cdot 100\%,$$

где ΔH_m – теплота выделившаяся при плавлении образца полимера, ΔH_m^0 – теплота выделяющая при плавлении 100% кристаллического полимера, для PLA $\Delta H_m^0 = 93$ Дж/г [4].

Степень кристалличности образцов

Поглощенная доза (кГр)	ΔH_m (Дж/г)	Степень кристалличности (%), $\pm 7\%$
0	62,3	66,9
30	67,7	72,7
60	65,8	70,7
140	60,5	65
190	62,3	66,9

Результаты таблицы показывают, что облучение импульсным электронным пучком не оказывает существенное воздействие на степень кристалличности PLLA.

В результате работы были выбраны режимы и значения поглощенных доз, при которых не наблюдается разрушения волокон полимера, а так же не изменяется морфология образцов.

Литература

1. Tian H. et al. Biodegradable synthetic polymers: preparation, functionalization and biomedical application // Progress in Polymer Science. – 2012. – Т. 37. – №. 2. – С. 237-280.
2. Burg K. J. L., Porter S., Kellam J. F. Biomaterial developments for bone tissue engineering // Biomaterials. – 2000. – Т. 21. – №. 23. – С. 2347-2359.
3. Гончаров Д. В. Ежов В. В. Пушкарев А. И. Ремнев Г. Е. // Известия Томского политехнического университета. – 2005. – Вып. 6. – Т. 308.
4. Milicevic D. et al. Thermal and crystallization behaviour of gamma irradiated PLLA // Radiation Physics and Chemistry. – 2007. – Т. 76. – №. 8. – С. 1376-1380.

АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫЕ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫЕ ПОКРЫТИЯ ДЛЯ ИМПЛАНТОЛОГИИ

С.В. Мальцева

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*

Основным компонентом биокерамики является гидроксиапатит (ГА) $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, синтетический аналог минеральной составляющей кости. В связи с низкими механическими свойствами его применяют в качестве покрытия в сочетании с различными металлами и их сплавами на металлической основе [1].

Согласно мнению многих исследователей метод электроплазменного напыления керамических покрытий является наиболее приемлемым, практичным и технически хорошо управляемым [2]. Он позволяет создавать покрытия с заданной пористостью.

В покрытиях для медицинских имплантатов целесообразно наличие пор размером 100 – 200 мкм. Когда размер пор керамики превышает 100 мкм, костная ткань будет расти через взаимосвязанные поровые каналы [3,4]. При этом по формуле Козени размер частиц должен быть 40 – 90 мкм. Такие крупные частицы ГА, согласно [5], содержат поры. Таким

образом, возможно использование капиллярных явлений взаимосвязанных пор между частицами покрытий и пор внутри частиц ГА для наноструктурирования путем импрегнирования суспензиями на основе наноструктурных материалов.

Проблема повышения качества биосовместимых покрытий, на наш взгляд, может быть решена путём применения бемита (AlOOH) в качестве нанокompонента в покрытии из гидроксиапатита. Бемит используется в качестве упрочняющего материала, кроме того, имеются сведения о наличии у него антибактериального эффекта [6].

Нами разработано два способа введения наночастиц бемита в плазмонапыленные покрытия. В одном из них они вводятся методом импрегнирования в плазмонапыленное покрытие, в другом – в частицы ГА перед напылением [7]. Наноструктурирование осуществляли методом импрегнирования суспензиями, содержащими наночастицы бемита размером ~ 50 нм и воду дистиллированную или наночастицы бемита и 5 % раствор поверхностно-активного вещества (ПАВ) ПЭГ-400 в дистиллированной воде. Количество дистиллированной воды определялось из расчета 1 г порошка бемита на 10 мл воды.

Распределение бемита по толщине покрытий исследовали с помощью лазерного спектроаналитического комплекса, оценивали распределение алюминия по спектральной линии отражения с длиной волны 309,28 нм на глубине покрытия 30, 38, 44 и 48 мкм (таблица) [7].

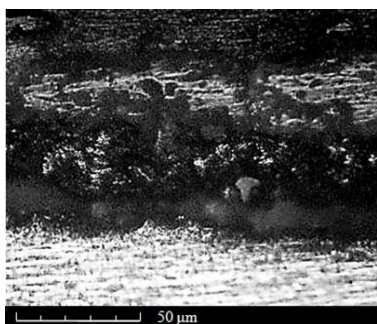
Интенсивность линии алюминия в покрытиях из ГА, пропитанных суспензиями на основе бемита двумя методами

Пропитывающее вещество	Глубина, мкм	Импрегнирование покрытия после напыления		Импрегнирование порошка и его напыление	
		Без УЗ	УЗ 2 мин.	Без УЗ	УЗ 2 мин.
Суспензия бемита в $\text{H}_2\text{O}_{\text{дист.}}$	30	529	538	691	702
	38	553	547	664	671
	44	253	558	467	569
	48	195	392	390	495
Суспензия бемита в 5% растворе ПЭГ 400 в $\text{H}_2\text{O}_{\text{дист.}}$	30	483	716	783	835
	38	444	688	801	924
	44	522	719	681	1116
	48	330	669	619	1384

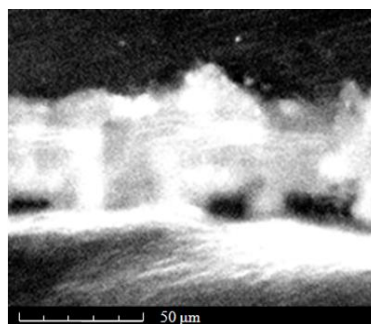
Экспериментальные результаты показали улучшение процесса пропитки при применении ПАВ ПЭГ-400. Это связано с его способностью набухать в воде, образуя мелкосеточную структуру, в которой удерживаются наночастицы, что предотвращает их конгломерирование. Немаловажную роль в импрегнировании ГА покрытий обоими способами

играет ультразвуковой капиллярный эффект. Ультразвук сжимает столб жидкости и поднимает его вверх [8]. Применение УЗ приводит к еще большему диспергированию частиц порошка бемита.

Металлографическим анализом в покрытиях, полученных из импрегнированных порошков, обнаружены поры, заполненные бемитом (рис. а). В покрытиях импрегнированных после напыления наличие пор в частицах ГА, а, следовательно, и бемита в них не обнаружено (рис. б). Это может быть связано с заполнением пор сошлифованным материалом при изготовлении шлифов. Возможной причиной отсутствия бемита внутри пор частиц ГА и расположение его только между частицами является поверхностное перекрытие пор в них подплавленным материалом в плазменной струе. Таким образом, при импрегнировании частиц ГА перед плазменным напылением, бемит более равномерно распределяется по покрытию, что приводит к повышению содержания бемита в ГА покрытия.



а



б

Структура покрытий (не травлено), импрегнированных суспензиями на основе бемита и 5 % раствора ПЭГ-400 с УЗ воздействием: а – покрытие, полученное из импрегнированного ГА порошка; б – ГА покрытие, импрегнированное после напыления

Адгезия покрытия увеличивается от 8,4 МПа до 17,1 МПа при импрегнировании частиц перед напылением, по сравнению с адгезией плазмонапыленного ГА покрытия без наноструктурирования [7].

Таким образом, при импрегнировании сформированных покрытий используется только система взаимосвязанных пор между частицами. Поры частиц при этом закрыты. При импрегнировании частиц ГА перед напылением происходит наноструктурирование покрытия как внутри частиц, так и на их поверхности. Это приводит к более полному, равномерному импрегнированию пористой структуры покрытия бемитом и значительному повышению адгезии. Использование бемита в качестве легирующего элемента способствует формированию антибактериального эффекта у керамических покрытий.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ № 15-03-02767 а.

Литература

1. Jabr S. Al-Sanabani, Ahmed A. Madfa, and Fadhel A. Al-Sanabani Application of Calcium Phosphate Materials / Dentistry International Journal of Biomaterials, 2013. – Vol. 2013. – 12 p. (обзорная статья)
2. Thin Films and Coatings: New Research. B. M. Caruta. Nova Science Publishers, 2005. – 226 p.
3. Лясникова А.В., Мельникова И. П., Гришина И.П. // Вестник СГТУ, 2011. – №1(53). – Вып. 2. – С. 21-25.
4. Yanovska A. A., Stanislavov A. S., Suhodub L. V., Kuznetsov V. N., Illiashenko V. Yu., Danilchenko S. N., Suhodub L. F. // Materials Science and Engineering, March 1, 2014. – Vol. 36. – P. 215-220.
5. Лясникова А. В. Теоретические исследования физико-химических процессов формирования и функционирования серебросодержащих наноструктурированных покрытий / А. В. Лясникова // Вестник СГТУ. – 2009. – № 2 (38). – С. 80-86.
6. Дунаев А.В., Соловьев Р.Ю., Федотов А.В. Комплексные исследования в Наноцентре ГОСНИТИ // Технология металлов. – 2011. – № 9. – С. 53-56.
7. Mel'nikova I. P. The effect of impregnation with nanostructured boehmite on the structure and properties of plasma-sprayed ceramic coatings / I. P. Mel'nikova, A. V. Lyasnikova, S. V. Veselukhina, V. S. Grinev, E. L. Surmenko // Technical Physics Letters. – 2014. – Vol. 40. – № 10. – Pp. 845-848 (06 Nov 2014).
8. Коновалов Е. Г. Ультразвуковой капиллярный эффект. Номер и дата приоритета: № 109 от 31 мая 1961 г.

ИЗГОТОВЛЕНИЕ И СВОЙСТВА ФУНКЦИОНАЛИЗИРОВАННЫХ 3-Д СКЭФФОЛДОВ НА ОСНОВЕ ПОЛИКАПРОЛАКТОНА С ДОБАВЛЕНИЕМ КРЕМНИЙЗАМЕЩЕННОГО ГИДРОКСИАПАТИТА

Е.В. Мельник, С.Н. Городжа, М.А. Сурменева
Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Р.А. Сурменев

*Национальный исследовательский
Томский политехнический университет, г. Томск*

В настоящее время для замещения дефектов костных тканей используют трехмерные (3-Д) пористые скэффолды, выступающие в качестве каркасов, которые обеспечивают необходимую механическую поддержку в процессе формирования внеклеточного матрикса в процессе

имплантации. Большое внимание в биоинженерии получило использование биodeградируемых синтетических полимерных материалов благодаря их высоким механическим характеристикам, по сравнению с полимерами природного происхождения [1]. Одним из представителей синтетических полимеров является поликапролактон (ПКЛ), который обладает отчетливыми остеоиндуктивными свойствами, длительным сроком биорезорбции (более 3 лет) и низкой цитотоксичностью [2]. Гидроксипатит (ГА) с частичным замещением фосфатной группы анионами кремния (Si-ГА) применяется для увеличения биологической активности синтетического полимерного материала. Это способствует улучшенной пролиферации остеобластов и росту внеклеточного матрикса, ускоренной минерализации костной ткани [3].

Для формирования полимерных микро-волокон была использована установка для электроформования. Полимерный раствор синтезировали путем растворения гранулированного порошка ПКЛ в хлороформе с концентрацией 9 %. Порошок Si-ГА ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{SiO}_4)_x(\text{OH})_{2-x}$, $x=0,5$) суспендировали в данном растворе с концентрацией 5%. Для получения волокон были подобраны следующие параметры: диаметр шприца – 0,55 мм, объем – 10 мл, скорость потока 2 мл/ч, напряжение – 7 кВ, расстояние между наконечником и коллектором – 50 мм. Морфология поверхности и элементный состав функционализированных 3-Д скэффолдов исследовались на сканирующем электронном микроскопе (SEM) ESEM Quanta 400 FEG в комбинации с установкой для проведения энергодисперсионного рентгеновского анализа (EDX) в режиме низкого вакуума. Механические испытания на растяжение проводились на универсальной электромеханической испытательной машине Instron 3369 при скорости нагружения 5 мм/мин. Для испытаний были отобраны три образца каждого типа: длина – 25 мм, ширина – 10 мм, толщина – 0,5 мм.

Анализ данных, полученных методом SEM (рисунок), позволил установить, что поверхность имеет развитую, пористую структуру, благоприятно влияющую на вращение костной ткани и формирование более прочного соединения имплантата с костью [4].

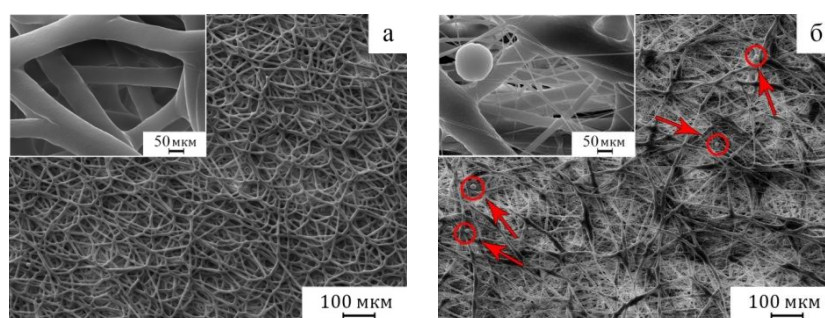
Таблица 1

Свойства полученных ПКЛ и ПКЛ/Si-ГА

Материал	Средний диаметр волокон, мкм	Средний диаметр частиц, мкм	Прочность на растяжение, МПа
ПКЛ	6,52±0,50	–	4,66±0,23
ПКЛ/Si-ГА	11,86±3,09	11,54±0,81	2,46±0,2

Согласно табл. 1 и рис б в случае ПКЛ/Si-ГА наблюдается выраженный разброс в диаметре волокон, варьируемый от нескольких мкм до нм. Предположительно, это может происходить за счет влияния,

которое оказывают частицы в мкм-размере, преобладающие в большем количестве, чем наночастицы, на полимерный раствор во время осаждения струи на коллектор, что приводит к неоднородности волокон, а также к существенному изменению величины среднеквадратичного отклонения [8]. Анализ данных механических испытаний, представленных в табл. 1, позволил установить, что ПКЛ/Si-ГА имеет более низкое значение прочности на растяжение, в отличие от образца чистого ПКЛ. Это говорит о том, что ПКЛ/Si-ГА обладает меньшим максимальным напряжением, которое может выдержать материал, прежде чем он разрушится [6]. Сильное уменьшение значения прочности на растяжение после добавления к ПКЛ частиц Si-ГА может быть связано с неполной дисперсией Si-ГА в матрицу ПКЛ, которая вызвана гидрофобностью полимера ПКЛ [7].



Изображения SEM чистого ПКЛ (а) и ПКЛ/Si-ГА (б)

В табл. 2 представлены данные EDX анализа полимерных 3-Д скэффолдов, сформированных с добавлением частиц Si-ГА. По результатам были выявлены элементы С, О, Р, Са. Отношение $\text{Ca}/\text{P}+\text{Si}$ составило $1,71 \pm 0,08$, близкое к значению стехиометрического Ca/P в случае гидроксиапатита, равное 1,67 [5].

Таблица 2

Данные, полученные с помощью EDX анализа

С	О	Са	Р	Si	Ca/P+Si
89,94	8,84	0,77	0,32	0,13	$1,71 \pm 0,08$

В данной работе были исследованы морфология, элементный состав и механическая прочность полимерных 3-Д скэффолдов, сформированных из чистого полимера, а также с добавлением частиц Si-ГА. Исследование состава 3-Д скэффолдов, содержащих Si-ГА частицы, позволило установить наличие элементов Si, Р и Са, входящих в структуру Si-ГА. При проведении механических испытаний было обнаружено, что при добавлении частиц Si-ГА в структуру волокон ПКЛ, прочность 3-Д скэффолдов уменьшается.

Работа выполнена при финансовой поддержке федеральной целевой программы (соглашение № 14.587.21.0013 от 17.08.2015, идентификатор заявки 2015-14-588-0002-012).

Литература

1. Stevens M.M. Biomaterials for bone tissue engineering // *Materials today*. – 2008. – Vol. 11. – P. 18-25.
2. Волков А.В. Синтетические биоматериалы на основе полимеров органических кислот в тканевой инженерии// *Клеточная трансплантология и тканевая инженерия*. – 2005. – P. 43-45.
3. Синтез и исследование анионмодифицированных апатитов / А.В. Соин, П.В. Евдокимов, В.И. Путляев, А.Г. Вересов // *Международный научный журнал*, 2007, Vol. 45, P – 130-132.
4. Кальций-фосфатные биоактивные покрытия на титане / С.В. Гнеденков, Ю.П. Шаркеев, С.Л. Синебрюхов, О.А. Хрисанфова, Е.В. Легостаева, А.Г. Завидная, А.В. Пузь, И.А. Хлусов // *Вестник Дальневосточного отделения Российской академии наук*. – 2010. – Vol. 47-57.
5. Enhancement of the mechanical properties of AZ31 magnesium alloy via nanostructured hydroxyapatite thin films fabricated via radio-frequency magnetron sputtering / M.A. Surmeneva, A.I. Tyurin, T.M. Mukhametkaliyev, T.S. Pirozhkova, I.A. Shuvarin, M.S. Syrtanov, R.A. Surmenev // *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. – 2015. – Vol. 46. – P. 127-136.
6. Electrospinning of gelatin fibers and gelatin/PCL composite fibrous scaffolds / Y. Zhang, H. Ouyang, C.T. Lim, S. Ramakrishna, Z.M. Huang // *Journal of Biomedical Materials Research*. –Part B: Applied Biomaterials. – 2005. – Vol. 72. – P. 156-165.
7. Sothornvit R., Rhim J.W., Hong S.I. Effect of nano-clay type on the physical and antimicrobial properties of whey protein isolate/clay composite films // *Journal of Food Engineering*. – 2009. – Vol. 91. – P. 468-473.
8. Electrospun polyurethane/hydroxyapatite bioactive Scaffolds for bone tissue engineering: The role of solvent and hydroxyapatite particles / G Tetteh., A.S. Khan, R.M. Delaine-Smith, G.C. Reilly, I.U. Rehman // *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. – 2014. – Vol. 39. – P. 95-110.

ИССЛЕДОВАНИЕ КИНЕТИКИ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ПОЛИТИТАНАТА КАЛИЯ С ИОНАМИ НИКЕЛЯ В ВОДНЫХ РАСТВОРАХ

М.А. Викулова, В.Р. Нигматуллин

Научный руководитель: к.х.н., доцент Е.В. Третьяченко

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

По критериям эффективности и экономической выгоде наибольшее распространение среди большого количества разработанных технологий очистки сточных вод от тяжелых металлов получил сорбционный метод.

К новым перспективным сорбентам тяжелых металлов относят различные слоистые соединения, в частности полтитанат калия $K_2O \cdot nTiO_2$ ($n = 2-6$), отличающийся большими значениями межслойного пространства и удельной площади поверхности.

Известно, что процесс сорбции включает в себя несколько стадий и может состоять из внешней диффузии к поверхности сорбента, внутренней диффузии к его активным сорбционным и ионообменным центрам и химической реакции между сорбентом и сорбатом. Выявление лимитирующей стадии и определение времени достижения адсорбционного равновесия в системе раствор-поглотитель с помощью кинетических моделей необходимо для понимания механизма сорбции и способствует оптимизации процесса очистки сточных вод.

Таким образом, целью данной работы является описание кинетических кривых взаимодействия ионов никеля (II) со слоистым полтитанатом калия посредством моделей диффузионной и химической кинетики.

Исходные реагенты: полтитанат калия (ПТК) синтезирован по методике [1] (производство ПО «Нанокompозит», г. Саратов), сульфат никеля (II) 7-водный ($NiSO_4 \cdot 7H_2O$) марки «ХЧ» (производство ЗАО «Вектон», г. Санкт-Петербург).

Для исследования кинетики сорбции к суспензии полтитаната калия (2 г на 200 мл раствора) добавляли водный раствор сульфата никеля (II) с концентрацией 10 ммоль/л. Эксперимент проводился при постоянном перемешивании на магнитной мешалке марки «ES-6120». Спустя определенные интервалы времени после начала контакта фаз (0,25; 0,5; 1; 2; 4; 24 часа) осуществлялся отбор проб, которые для удаления частиц сорбента дважды центрифугировались в центрифуге «С2004» при скорости 4000 об./мин. в течение 15 минут. Определение остаточной концентрации ионов никеля (II) в растворе производилось спектрофотометрическим методом с диметилглиоксимом на спектрофотометре «Evolution 300» при длине волны $\lambda_{max} = 466$ нм с использованием градуировочного графика.

Сорбционная способность полтитаната калия по отношению к ионам никеля (II) (Q , ммоль/г) рассчитана по формуле:

$$Q = \frac{(C_0 - C_t) \cdot V}{m}, \quad (1)$$

где C_0 – исходная концентрация ионов никеля (II) в растворе, ммоль/л; C_t – концентрация ионов никеля (II) в растворе в момент времени t , ммоль/л; V – объем раствора, л; m – масса полтитаната калия, г.

Кинетика процесса удаления ионов никеля (II) полтитанатом калия изучена с использованием диффузионной модели Бойда, модели псевдопервого порядка Лагергрена, а также модели псевдовторого порядка Хо и Маккей.

Диффузионная модель Бойда позволяет оценить вклад диффузии в кинетику сорбции ионов металла слоистым материалом. По графикам зависимостей $(-\lg(1-F)) \cdot t$ и $B_t \cdot t$ можно судить о внешне- и внутридиффузионном лимитировании. Параметр F представляет собой степень завершенности процесса и рассчитывается через отношение:

$$F = \frac{Q_t}{Q_e}, \quad (2)$$

где Q_t , Q_e – сорбционная способность полититаната калия в момент времени t и в состоянии сорбционного равновесия, соответственно, ммоль/г.

B_t является безразмерной величиной, предложенным Бойдом. Его значение зависит от величины F и может быть найдено по уравнению:

$$B_t = -2F \cdot \lg(1 - F) \quad (3)$$

Относительно невысокий коэффициент достоверности аппроксимации для первой $R^2 = 0,8633$ и второй $R^2 = 0,8545$ зависимостей показывает низкую степень соответствия полученных данных линейной модели тренда, что указывает на смешанный механизм кинетики. Лимитирующей стадией в начале взаимодействия полититаната калия с ионами никеля (II) является внешняя диффузия к поверхности сорбента и процессы комплексообразования с функциональными группами, находящимися на поверхности ПТК. По мере снижения количества доступных поверхностных центров сорбции большое значение приобретает массоперенос ионов металла в межслойном пространстве твердой фазы.

С помощью моделей псевдопервого и псевдовторого порядка установлено влияние химического взаимодействия на кинетику сорбционного процесса в системе ПТК-водный раствор сульфата никеля (II).

Уравнение скорости псевдопервого порядка Лагергрена:

$$\log(Q_e - Q_t) = \log Q_e - \frac{k_1}{2.303} t, \quad (4)$$

где k_1 – константа скорости, мин^{-1}

График $(\log(Q_e - Q_t)) \cdot t$ имеет нелинейную зависимость ($R^2 = 0,8633$). Следовательно, вклад диффузии и начальной стадии контакта полититаната калия с ионами никеля (II) в общую скорость процесса сорбции тяжелого металла не существен.

Уравнение скорости псевдовторого порядка Хо и Маккей:

$$\frac{t}{Q_t} = \frac{1}{k_2 Q_e^2} + \frac{t}{Q_e}, \quad (5)$$

где k_2 – константа скорости, $\text{г} \cdot \text{ммоль}^{-1} \cdot \text{мин}^{-1}$

Построение графика в координатах $(t/Q_t) \cdot t$ дает абсолютно линейное отношение при коэффициенте достоверности аппроксимации $R^2 = 1$, что свидетельствует о химической реакции между сорбентом и сорбатом как лимитирующей стадии взаимодействия полититаната калия с ионами

никеля (II). Линейная зависимость позволяет по тангенсу угла наклона и свободному члену вычислить кинетические параметры процесса сорбции, в частности константа скорости составляет $0,4540 \text{ г} \cdot \text{ммоль}^{-1} \cdot \text{мин}^{-1}$.

Таким образом, сорбция ионов никеля (II) полтитанатом калия не может быть однозначно описана внутри- или внешнEDIффузионным лимитированием. Взаимодействие сорбент-сорбат включает в себя процессы, происходящие как в растворе, так и на поверхности частиц ПТК и в его межслойном пространстве. Лимитирующей стадией определена химическая реакция между сорбентом и сорбатом, что подтверждено максимальным соответствием процесса взаимодействия слоистого полтитаната калия с ионами никеля (II) модели псевдovторого порядка ($R^2 = 1$).

Литература

1. Sanchez-Monjaras T. Molten salt synthesis and characterization of polytitanate ceramic precursors with varied $\text{TiO}_2/\text{K}_2\text{O}$ molar ratio / T. Sanchez-Monjaras, A.V. Gorokhovsky, J.I. Escalante-Garcia // Journal of the American Ceramic Society. – 2008. – Vol. 91, № 9. – P.3058-3065.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ АМПЛИТУДНО-ЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭЛЕКТРОДОВ АППАРАТА ДИАДЭНС

А.В. Шабанова

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

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

Известно, что динамическая электронейростимуляция (ДЭНС) является методом рефлектороскопии, при котором осуществляется абсолютно безвредное влияние на кожный покров человека [1-3].

На сегодняшний день существует огромное количество методов физиотерапевтического лечения токами.

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.

В данной работе ставилась цель определить степень влияния частоты работы прибора «ДиаДенс» на значение пикового напряжения, обусловленного вершиной импульса тока [3,4].

Руководствуясь рекомендациями по эксплуатации прибора, значения частот задавались в пределах от 20 до 200 Гц. Правильность заданных частот проверялась при помощи осциллографа.

Значения пиковых напряжений, обусловленные вершиной импульса тока сначала были представлены в виде вариационного ряда, а затем в виде группированной выборки (табл.1).

Таблица 1

Результаты измерения значений пиковых напряжений

№ пп	Частота ν , задаваемая прибором, Гц.	Значение частоты $\nu_{кор}$, скорректированное на осциллографе, Гц.	Значение пикового напряжения U , В.		
			«круг»	«эллипс»	«подкова»
1	20	20,09	2,12	1	0,8
2	60	60,2	2,7	1,56	1,1
3	77	77,34	2,8	1,06	1,08
4	140	140,72	3,12	1,28	1,24
5	200	200,52	3,2	1,16	1,06

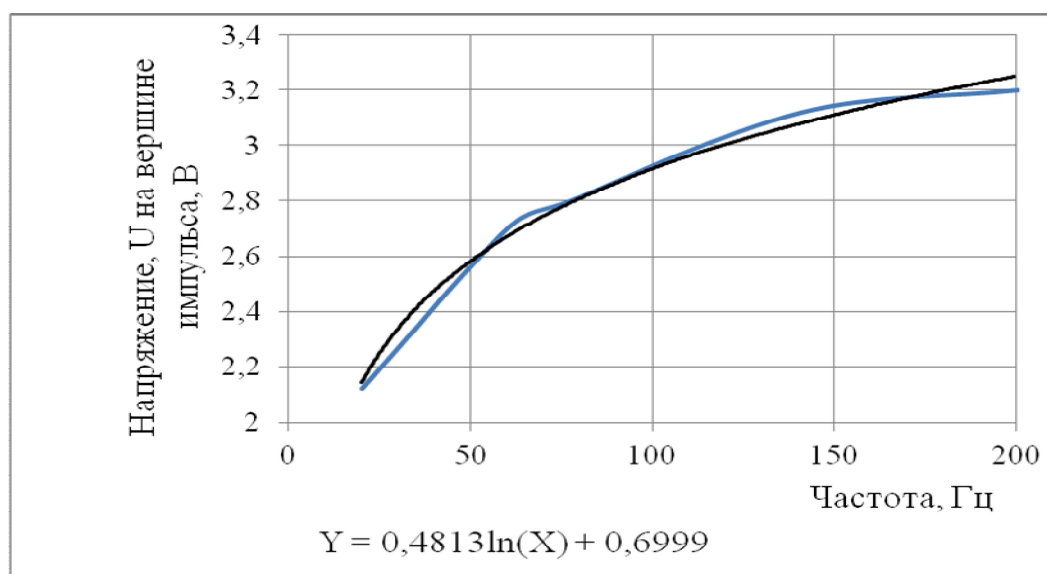
В результате исследований были построены функциональные зависимости, описывающие поведение пиковых напряжений в зависимости от частоты работы прибора [1].

$Y_1 = 0,6999 + 0,4813 \ln X$ – для электрода круглой формы;

$Y_2 = 0,9739 + 0,006X - 0,00005X^2$ – для электрода эллиптической формы;

$Y_3 = 0,5518X^{0,1473}$ – для электрода в форме подковы.

На рисунке в качестве примера приведена графическая иллюстрация влияния частот, скорректированных при помощи осциллографа, на значения пиковых напряжений для электрода круглой формы.



Влияние частоты на значения пикового напряжения для электрода в форме круга, аппроксимированное логарифмической моделью

Для определения сходимости результатов экспериментальных зависимостей с полученными моделями был проведен расчет по этим моделям значений пиковых напряжений.

Результаты расчета сведены в табл. 2, в которой в третьем, четвертом и пятом столбцах приведены значения пиковых напряжений, замеренные в ходе опыта, в шестом, седьмом и восьмом – вычисленные по моделям, приведенным на графиках, а девятый, десятый и одиннадцатый столбцы отводятся для расчета критерия согласия Пирсона χ^2 , по численному значению которого можно установить, какая из моделей наилучшим образом описывает поведение исследуемой величины [1].

Таблица 2

Расчет критерия Пирсона

№ пп	X	Y_1	Y_2	Y_3	Y'_1	Y'_2	Y'_3	$\frac{[Y_1 - Y'_1]^2}{Y_1}$	$\frac{[Y_2 - Y'_2]^2}{Y_2}$	$\frac{[Y_3 - Y'_3]^2}{Y_3}$
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1	20,09	2,12	1	0,8	2,144	1,074	0,858	0,0003	0,220	0,004
2	60,2	2,7	1,56	1,1	2,672	1,154	1,009	0,0003	0,008	0,008
3	77,34	2,8	1,06	1,08	2,793	1,139	1,047	0,0000	0,017	0,001
4	140,72	3,12	1,28	1,24	3,081	0,828	1,143	0,0005	0,133	0,008
5	200,52	3,2	1,16	1,06	3,251	0,167	1,205	0,0008	0,167	0,017
Σ								0,0019	0,544	0,039

По таблице критических точек распределения χ^2 [1] по уровню значимости $\alpha = 0,05$ и числу степеней свободы $k = n - 3 = 5 - 3 = 2$ была найдена критическая точка $\chi^2_{кр} = 6,0$.

В нашем случае все значения критерия Пирсона $\chi^2_1 = 0,0019$, $\chi^2_2 = 0,544$, $\chi^2_3 = 0,039$ ниже критического значения $\chi^2_{кр} = 6,0$, а это означает, что найденные функции хорошо описывают поведение пиковых напряжений.

Выводы:

1. Установлено, что одним из важных выходных параметров прибора «ДиаДенс» является пиковое напряжение на электроде в месте контакта «электрод – кожа», на значение которого оказывает серьезное влияние частота, генерируемая в приборе.

2. Проведено исследование влияния частоты прибора на значения пиковых напряжений, из которых видно, что влияние частоты на пиковые напряжения для электрода в форме круга точнее описывает логарифмическая модель, для электрода в форме эллипса – квадратичная, а для электрода в виде подковы – степенная модель.

Литература

1. Данко, П. Е. Высшая математика в упражнениях и задачах. Ч. 2 / П. Е. Данко, Т. Я. Кожевникова, А. Г. Попов. – М.: Высш. шк., 1986. – 296 с.
2. Корневский, Н.А. Эксплуатация и ремонт биотехнических систем медицинского назначения / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2012. – 431 с.
3. Пономаренко, Г.Н. Спортивная физиотерапия / Г.Н.Пономаренко, В.С.Улащик, Д.К.Зубовский. – СПб.: НИЦ «Балтика», 2009. – 318 с.
4. Улащик, В.С. Общая физиотерапия / В.С. Улащик, И.В. Лукомский. – Минск: Книжный дом, 2005. – 276 с.

ОПТИМИЗАЦИЯ МИКРОСТРУКТУРЫ ВНУТРИКОСТНОГО ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА

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*

В последнее время ведутся активные разработки разнообразных форм дентальных имплантатов, создаются новые конструкции и технологии их изготовления. Через коронковую часть зуба на имплантат передается нагрузка, что приводит к возникновению напряжений и деформаций внутри конструкции зуба. Целью данной работы является исследование внутрикостного дентального имплантата на примере имплантата цилиндрического типа и оптимизация его микроструктуры с точки зрения механической прочности.

Исследуемая расчетная модель восстановленного с помощью имплантата зуба представлена на рис. 1а. Модель зуба является осесимметричной, но тем не менее позволяет достаточно точно смоделировать форму, размеры, расположение элементов, механические характеристики, а также вертикальные жевательные нагрузки естественной конструкции.

Решение задачи оптимизации выполнялись с использованием метода SIMP (Solid Isotropic Material with Penalization) [1] и программы ANSYS.

Расчеты проводились для модели имплантата цилиндрической формы. Размеры и форма имплантата соответствуют реальным размерам имплантата фирмы Alpha Bio. Высота имплантата 17,5 мм, диаметр сечения 3,6 мм. Детали рассматриваемого имплантата изготовлены из чистого титана марки BT 1-00 ($E = 120000$ МПа; $\mu = 0,33$). Материал коронки зуба – керамика ($E = 80000$ МПа; $\mu = 0,3$), высота коронки 8 мм, ширина 10 мм, что соответствует среднестатистическим размерам первого моляра нижней челюсти.

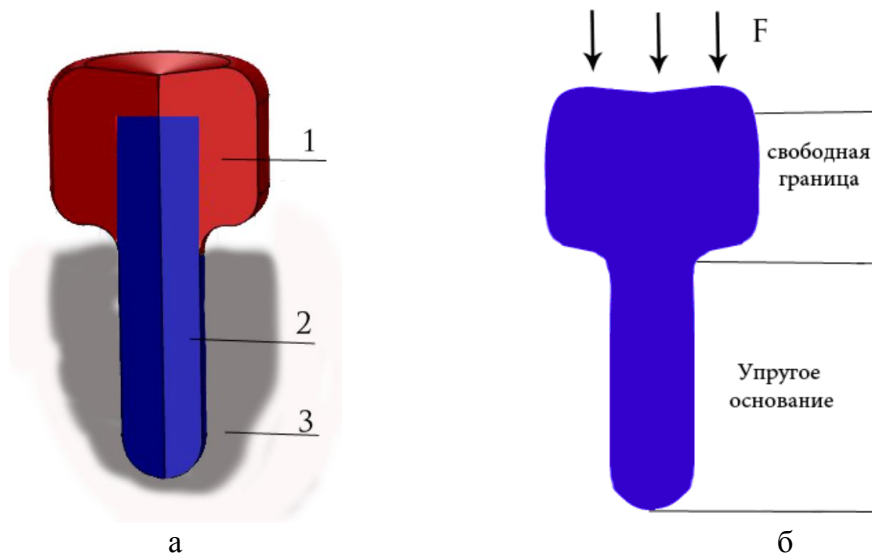


Рис.1. Расчетная модель:

- а) Структура модели: 1 – коронка, 2 – имплантат, 3 – кость
б) Граничные условия

При создании данной модели были приняты следующие граничные условия (рис.1б): область соприкосновения имплантата с костью считается упругим основанием, коэффициент реакции опоры рассчитан исходя из механических характеристик естественной кости ($E = 23000$ МПа; $\mu = 0,2$); в качестве имитации давления, передаваемого на имплантат и прилегающие костные ткани во время жевательного процесса, проводится нагружение конструкции вертикальной силой 180 Н в виде равномерного давления по всей верхней плоскости коронки зуба; боковая часть коронки является свободной границей.

Задача оптимизации проводится для области титанового имплантата и заключается в сведении к минимуму используемое для моделирования количество материала

$$\frac{1}{A} \int_{\Omega} \rho_{design}(x) d\Omega; \quad (1)$$

где A – площадь сечения конструкции, Ω – область оптимизации. При этом должны быть выполнены ограничения на полную энергию деформации

$$0 \leq \int_{\Omega} W_s(x) d\Omega \leq W_s^{max}. \quad (2)$$

Значение W_s^{max} – величина максимально возможной энергии деформации, вычисленной для полностью твердой конструкции.

Тензор напряжений считается функцией от начального модуля Юнга E_0 и искусственно заданной плотности ρ_{design} , которая выступает в качестве управляющей переменной в задаче оптимизации.

$$E(x) = \rho_{design}(x)^p E_0; x \in \Omega, \quad (3)$$

Для задания механических свойств керамической коронки, плотность ρ_{design} за пределами титанового имплантата задается следующим образом:

$$\rho_{design}(x) = \sqrt[p]{\frac{E_{ker}}{E_{mum}}}; x \notin \Omega. \quad (4)$$

где $E_{ker}, E_{mum} = E_0$ – модули Юнга титана и керамики соответственно.

В любой точке модели показатель плотности не должен исчезать полностью и поэтому $10^{-9} \leq \rho^p \leq 1$. Это необходимо для корректности численных расчетов. Показатель $p \geq 1$ является штрафным фактором, который создает промежуточные плотности. 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 наихудшего 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 :

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

Коэффициент линейной комбинации функции цели и штрафа примем $q = 0,25$. Выберем начальное значение $\gamma = 0,5$ и $h_0 = 0,5mm$, $h_{max} = 0,25mm$. Оптимальная конструкция, полученная по данному алгоритму, показана на рис. 2. Справа приведена шкала значений ρ_{design} , где значениям, равным единице, соответствуют области, заполненные титаном; значению 0,922 – керамикой, а значениям, близким к 0-области, свободные от заполнения материалом.

Из рисунка видно, что основную часть нагрузки принимает на себя верхняя часть имплантата, нижняя часть конструкции имплантата наименее подвержена концентрации напряжений. Именно поэтому в нижней области возможно создание сквозных отверстий, бороздок, канавок для улучшения остеоинтеграции зуба, что не снизит характеристики его механической прочности.

Максимальные напряжения в модели конструкции зуба приходится на пришеечную часть, в этой области необходимо создать максимальное укрепление имплантата. Выявленные особенности позволят в дальнейшем создать свою конструкцию имплантата, обладающего оптимальными эксплуатационными характеристиками.

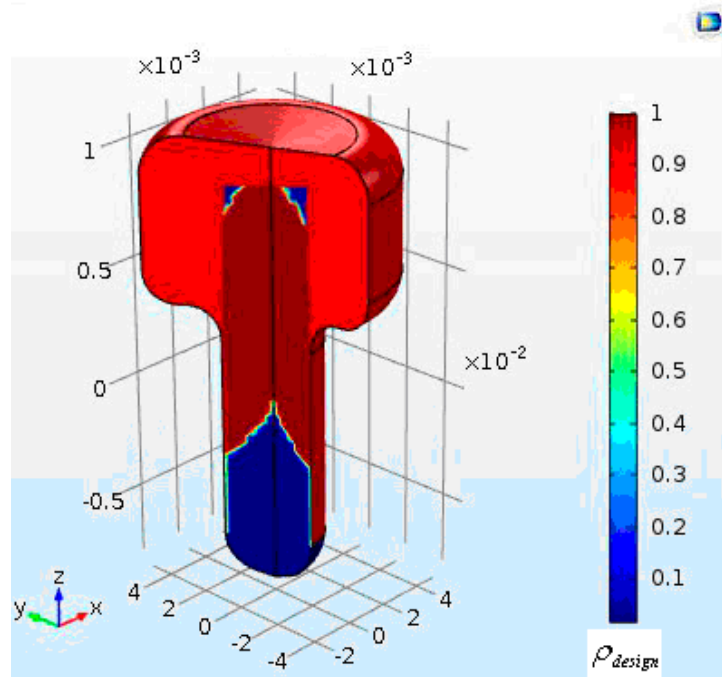


Рис. 2. Топология имплантата после оптимизации

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда «Сложные колебания нано балочно-пластинчато-оболочечных систем из гетерогенных материалов под действием теплового поля и белого шума», №16-11-10138

Литература

1. Bendsoe M.P., Sigmund O. Topology Optimization: theory, methods and applications. – Springer, 2003. – 370 p.
2. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии: монография. – Харьков: Форт, 2010. – 468 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ ТВЕРДОСТИ НАНОКОМПОЗИТНЫХ ТВЕРДОСМАЗОЧНЫХ ПОКРЫТИЙ

В.Н. Калинин, М.Г. Попова

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

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

Нанокomпозитные тонкопленочные покрытия, содержащие в своем составе твердые и твердосмазочные материалы, обладают повышенными трибологическими характеристиками, благодаря которым представляют большой практический интерес в различных областях, в том числе и машиностроения.

В настоящее время основным методом формирования таких покрытий является одновременное осаждение всех компонентов будущего покрытия из нескольких потоков, полученных путем ионного распыления отдельных мишеней, при этом соотношение компонентов может существенно отличаться в различных областях поверхности пленки. Поэтому в работе [1] была предложена технология, альтернативная такому варианту реализации, и позволяющая повысить однородность стехиометрического состава покрытия. Реализуется такая технология путем распыления единой прессованной композитной мишени, за счет чего формируется общий поток всех компонентов осаждаемого покрытия.

Известно, что механические свойства большинства материалов испытывают значительные изменения в субмикронных масштабах. Следовательно, изучение твердости наноструктурных покрытий, формируемых методом распыления композитных мишеней, является актуальной задачей.

В работе [1] представлены результаты исследования особенностей распыления многокомпонентной прессованной мишени на основе металлов (Ti и Al) и MoS_2 , а также химического состава полученных в результате ее распыления покрытий. Целью данной работы является продолжение исследования характеристик полученных покрытий, в частности их твердости.

Для изучения твердости композитных покрытий были отобраны 3 образца, режимы напыления которых, приведены в табл. 1. Толщина покрытий, полученных на свидетелях, измерялась на сканирующем зондовом микроскопе (СЗМ) «Solver-NEXT» и составила примерно 2 мкм.

Таблица 1

Режимы нанесения покрытий на образцы

Образец	Режим работы магнетрона	Давление в камере, Торр	Напряжение разряда, В	Ток разряда, А	Потенциал смещения на подложку, В
№1 (15.04), №2 (03.06)	постоянный	$8 \cdot 10^{-4}$	460	0,9	60
№3 (04.06)	импульсный	$8 \cdot 10^{-4}$	710	0,9	62

Определение твердости поверхности полученных образцов проводилось двумя методами: наноиндентированием (далее НИ) и склерометрией (скретч-тест) на СЗМ Solver-NEXT»с использованием наносклерометрической головки с алмазным индентором Берковича.

НИ и склерометрия проводились на образцах с покрытием на ситалловых подложках. Полученные результаты измерений представлены в табл. 2, где также приведен химический состав исследуемых покрытий.

После НИ у профиля полученных отпечатков наблюдалось искажение геометрической формы в виде образования небольших пластических навалов вокруг отпечатков, обычно возникающих при внедрении индентора в мягкий материал.

Таблица 2

Результаты измерений

Образец	Химический состав			Твердость, ГПа	
				Индентирование	Склерометрия
№1 (15.04)	Al, мол. %	Ti, мол. %	MoS ₂ , мол. %	4,04 ± 0,54	7,88 ± 0,68
№2 (03.06)	51,94	33,61	14,45	4,85 ± 0,48	8,79 ± 0,52
№3 (04.06)	51,85	34,95	13,2	3,28 ± 0,87	7,13 ± 0,74

Уместно заметить, что в некоторых опытах по индентированию пленок при нагрузках менее 4 мН наблюдалось резкое повышение твердости при уменьшении нагрузки. Поэтому необходимо считаться с тем, что измерения при малых нагрузках сопровождаются резким повышением ошибок, особенно по параметру твердости. Таким образом, по отношению к абсолютной величине получаемых при НИ деформационных параметров анализ является достаточно условным, и всякий раз требуется подробное обсуждение роли факторов возможного влияния на результат.

При измерении твердости методом склерометрии для каждой царапины задавалось определенное значение нагрузки (от 3 до 11 мН). В данном диапазоне нагрузок глубина проникновения индентора составила от 60 до 140 нм. Под действием индентора поверхность покрытия не разрушилась, не наблюдались трещины или отслоение пленки и при нагрузке 50 мН. Это свидетельствует о том, что изучаемый материал обладает хорошей вязкостью. Отсутствие вышеперечисленных дефектов также может быть связано с малым диапазоном задаваемых нагрузок. Поэтому для качественной оценки адгезии покрытия необходимо провести дополнительные измерения при более высоких значениях прикладываемых усилий.

При сравнении результатов определения твердости двумя методами наблюдаются различия значений на несколько единиц. Наиболее достоверным методом следует считать НИ, т.к. он регламентируется стандартом ISO 14577, а в случае склерометрии отсутствует единый стандарт о методах анализа экспериментальных данных. Значения твердости пленок, измеренные методом склерометрии, несколько

завышены, поскольку здесь не учитывается упругое восстановление ширины царапины [2].

Выводы

– У покрытий № 1 и № 2, полученных при работе магнетрона на постоянном токе, наблюдалось изменение значения твердости пленок, вследствие различия их стехиометрических составов. По мере распыления мишени твердость покрытий увеличивается, при этом изменяется процентное соотношение Ti и MoS₂.

– Для образца № 3, полученного практически при той же стадии распыления мишени, что и образец № 2, но при работе магнетрона на импульсном токе, наблюдались более низкие значения твердости по сравнению с покрытием № 2. Это свидетельствует о том, что режим осаждения покрытий также влияет на его прочностные характеристики.

– Для формирования комплексной оценки качества полученных покрытий необходимы дополнительные измерения, включая такие трибологические характеристики, как, коэффициент трения и интенсивность изнашивания. Также необходимо продолжить исследование адгезионной прочности пленок при более высоких нагрузках.

Литература

1. Калинин В.Н., Попова М.Г. Технологические особенности нанесения нанокompозитных твердосмазочных покрытий методом ионного распыления мишени // Наноматериалы и нанотехнологии: проблемы и перспективы: материалы III Междунар. заоч. науч. конф. для молодых ученых, студентов и школьников. – М.: Прондо, 2014. – С. 93-100.

2. Усеинов С.С. Измерение твердости конструкционных материалов методами индентирования и склерометрии на субмикронном и нанометровом масштабах: автореф. дис. ... канд. техн. наук. – М., 2010.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМ КЛАСТЕРОВ

Д.А. Гусев, А.С. Попов

Научный руководитель: к.ф.-м.н., старший преподаватель Д.В. Логинов¹

МОУ «Лицей № 1», г. Петрозаводск

¹*Петрозаводский государственный университет, г. Петрозаводск*

Расшифровка структуры аморфных материалов является нетривиальной задачей и требует применения совокупности методов как рентгенографического, так и компьютерного моделирования. Основной задачей была разработка алгоритма программы, позволяющей

моделировать кластер из совокупности малых атомных конфигураций для описания расположения атомов в области ближнего упорядочения.

Суть метода компьютерного моделирования заключается в последовательном создании атомных конфигураций, с помощью которых можно описать расположение атомов в области ближнего упорядочения аморфных материалов. Для расшифровки структуры также требуется производить расчет теоретической картины рассеяния рентгеновских лучей.

Интерфейс созданной программы представлен на рис. 1. Программа «Nano 3D» позволяет конфигурировать модели из малых кластеров с возможностью задания их геометрического положения относительно друг друга, углы разворота между слоями, а также дисперсии этих величин (случайные отклонения величин в заданном диапазоне). Видно, что большое количество параметров позволяет более тонко ввести параметры для конечного кластера.

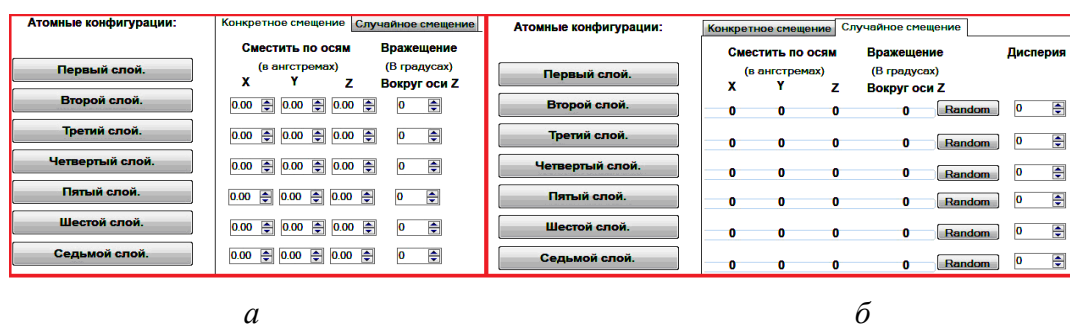


Рис. 1. Скриншот разработанной программы: а) первая вкладка; б) вторая вкладка

Процесс создания модельного кластера заключается в постепенном добавлении отдельных атомных конфигураций с указанием ряда параметров. Первый слой является основным, и его центр служит началом системы координат. Последующие малые кластеры добавляются в систему (со второго по седьмой), можно смещать относительно первого слоя, по трем осям и выполнять поворот вокруг оси Z (рис. 2).

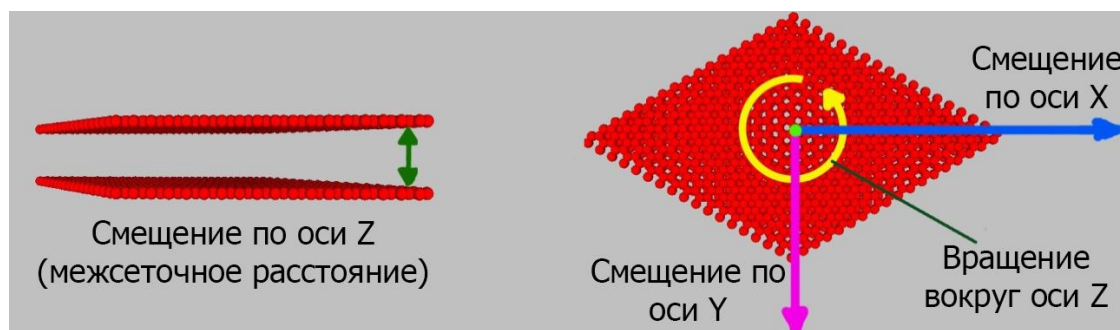


Рис. 2. Частично представлены характеристики кластера

Программа оперирует координатами атомов отдельных малых кластеров, которые хранятся в универсальном файле формата *.dxr (рис. 3), в нем также содержатся физические параметры и величины

необходимые для расчета теоретических картин рассеяния рентгеновских лучей. Результат работы программы, конечный кластер, координаты атомов записываются в файл формат *.dxr, пригодный для использования в дальнейшем расчете. Расчет теоретических картин рассеяния рентгеновских лучей кластером выполняется в программе dxrcl. 3D-graf – позволяет визуализировать данный кластер по координатам атомов хранящихся в файле dxr.

```

Комментарий      frnt, R=99.686L=39.36N=147.Ud.700at.skc=6,338at.skc=1,Ud.500at.skc=6,
обозначение типа # 1 - C ! sab=sc=0.05.Ud.272at.skc=1,36at.skc=0,300at.skc=2,
атомов           3854      1      Число атомов в кластере и число видов атомов

7.107000E-01      Длина волны
2.000000E-03      Первая и вторая
2.000000E-03      дисперсионные поправки
2.310000
1.020000
1.588600
8.650000E-01      Коэффициенты
20.843900      a1-a4, b1-b4, c
10.207500
5.687000E-01
51.651200
2.156000E-01
1.000000      Число формульных единиц
1
11
Условия для расчета теоретических картин рентгеновского эксперимента
.0500, 16.8500, .0500, .1000, 15.0000, .1000, .0000, .0101
3854.000000
1      -9,575844E-03      28,655290      -4,189404
1      -3,954306E-02      27,370800      -3,805097
1      1,198441      26,606250      -3,551590
1      1,141842      25,321270      -3,212813
1      -9,415331E-02      24,534680      -3,016437
1      3,147774E-02      23,214460      -2,733650

```

Рис. 3. Структура файла *.dxr

В программе Nano 3D присутствует возможность визуализации создаваемой атомной конфигурации на каждом шаге работы с моделью. Видео движок, написанный на OpenGL, обладает большой функциональностью: позволяет масштабировать модель; вращать; выбор цвета фона, выбор цвета атомов; выбор цвета связей между атомами.

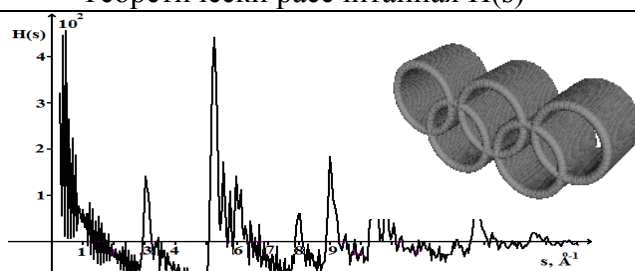
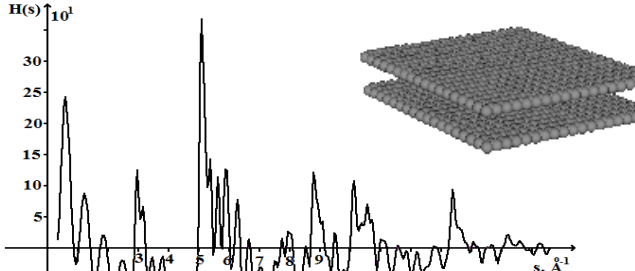
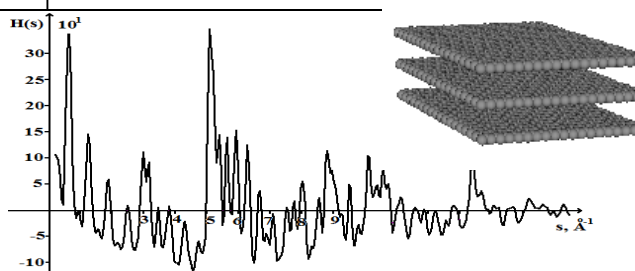
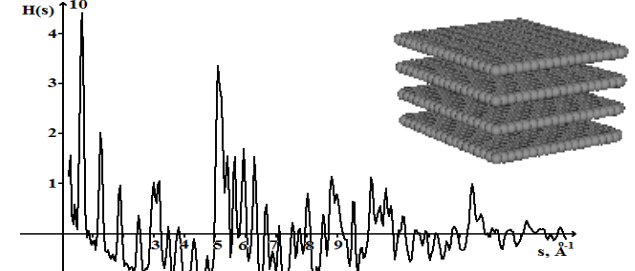
Для апробации работоспособности программы, было построено большое количество атомных конфигураций, отличающихся друг от друга, и рассчитаны теоретические картины рассеяния по формуле Дебая. Результаты представлены в таблице.

На графиках $H(s)$ кластеров, состоящих из трех и четырех слоев наблюдается явно выраженный максимум в области $1.78\text{\AA}^{-1}$, который характерен для отражения (002) на рентгенограмме графита. На кривой $H(s)$ кластера 1 и 2 данный максимум сильно размыт, это обусловлено нарушением законов интерференции.

Интерференционные функции кластеров 2-4 качественно подобны и отличаются друг от друга незначительным разбросом значений интенсивности максимумов. Таким образом, увеличение числа слоев не приводит к изменению вида кривой, а влияет на значения интенсивности.

Наличие большого количества осцилляций на $H(s)$, рассчитанного для первого кластера, и наличие незначительных осцилляций вначале на $H(s)$ второго кластера могут быть обусловлены отсутствием многослойности углеродных нанотрубок в первом и небольшим числом слоев во втором кластере.

Результат моделирования

№	Характеристики атомной конфигурации	Модель, Теоретически рассчитанная $H(s)$
1	В данную модель входят 5 кластеров (5 углеродных нанотрубок радиусом $10\text{\AA}$). Смещение происходило сразу по двум осям Z и Y.	
2	Два графеновых слоя размером $18*18$ трансляций элементарной ячейки графита вдоль направления x и y. Расстояние между слоями $3.35\text{\AA}$	
3	Три графеновых слоя размером $18*18$ трансляций элементарной ячейки графита вдоль направления x и y. Расстояние между слоями $3.35\text{\AA}$	
4	Четыре графеновых слоя размером $18*18$ трансляций элементарной ячейки графита вдоль направления x и y. Расстояние между слоями $3.35\text{\AA}$	

Литература

1. Научно-информационный журнал: <http://biofile.ru/bio/3902.html> [Электронный ресурс].
2. Наноматериалы и родственные углеродные материалы / Е. А. Беленков, В. В. Ивановская, А. Л. Ивановский. – М.: УроРАН, 2008. – С.170.
3. Наноматериалы и нанотехнологии / В. М. Анищик [и др.]; под ред. В. Е. Борисенко, Н. К. Толочко. – Минск : Изд. центр БГУ, – 2008. – С. 375.
4. Суздаев И.П. Нанотехнология: физико-химия нанокластеров, наноструктур и наноматериалов. – М.: КомКнига, – С. 592.

5. Богатое семейство углеродных материалов [электронный ресурс], http://www.modificator.ru/articles/carbon_mat3.html

6. Фофанов А.Д. Структура и ближний порядок в кислород- и углерод-содержащих системах с особыми свойствами: дис. ... д-ра ф.-м. наук. –М.: МГУ, 1998. – 343 с.

ПЛАЗМЕННОЕ НАПЫЛЕНИЕ НАНОКОМПОЗИТНЫХ ПОКРЫТИЙ – ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Л.П. Братухина, В.А. Гомон, Л. Корнетт¹

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

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

¹*Blowing Rock school, NC, USA*

Плазменное напыление позволяет формировать высококачественные покрытия, в том числе нанокompозитные, используемые в различных областях науки и техники [1-5]. Из обширного перечня сфер применения плазменных покрытий можно выделить несколько групп, которым резко отличаются по получаемым физико-химическим и эксплуатационным характеристикам покрытий.

Прежде всего, следует отметить различные высокотвердые износостойкие покрытия на движущихся элементах машин, механизмов и приборов. Основные требования к ним: высокие прочностные характеристики и минимальное разрушение в условиях абразивного, эрозионного и кавитационного износа. Покрытия состоят в основном из тугоплавких металлов типа молибдена, а также из карбида вольфрама или оксида алюминия. Используются в авиации, автомобильной технике (двигателестроении), приборостроении, текстильном производстве. Эти покрытия отличают высокая плотность и компактность структуры, низкая пористость. В большинстве своем они подвергаются финишной абразивно-алмазной обработке путем шлифования, доводки, полирования, поскольку имеют высокие требования к точности размеров и формы (0,001-0,0003 мм) и шероховатости поверхности ($R_a = 0,16-0,08$ мкм). Обеспечение таких высоких показателей качества невозможно без предварительного формирования достаточно однородной структуры и поверхности покрытия при его напылении. Применение этих покрытий позволяет резко снизить расход дефицитных материалов и повысить долговечность пар трения [1-7].

Вторая группа – покрытия, имеющие особые газодиффузионные, электрические и др. подобные характеристики. Их основное назначение – поглощение остаточных газов из вакуумных камер приборов и аппаратуры, поглощение СВЧ-энергии, эмиссия электронов и т.п. Они состоят в

основном из активных металлов типа титана, циркония и др. Используются в электронных приборах, электрофизической и аналитической аппаратуре. Покрывтия должны иметь определенную шероховатость, удельную поверхность и объем открытых пор, которые определяют их эксплуатационные характеристики. Повышение качества, например геттерных покрытий, способствует улучшению потребительских свойств электронной и вакуумной аппаратуры [1-3].

К третьей группе можно отнести покрытия из материалов, обладающих хорошей биологической совместимостью с живыми тканями организма. Использование их в медицине получило развитие на основе достижений, полученных при разработке исследовании процессов плазменного напыления пористых покрытий на деталях машино- и приборостроения. Они выполняются на различных внутрикостных и внутритканевых имплантатах, способствуя врастанию ткани в основу имплантата и его вживлению. Эти покрытия могут быть выполнены из инертных и устойчивых к биологической среде металлов типа титана или, наоборот, из активно взаимодействующих с тканью, стимулирующих ее рост и врастание в тело имплантата биокерамических нанокомпозитных материалов. Также возможны их комбинации. Биоконпозиционные покрытия характеризуются максимально возможной пористостью и активной поверхностью. На их функционирование в живой ткани оказывает отрицательное влияние неоднородность структуры покрытия. Поэтому для улучшения процессов вживляемости имплантатов необходимо формирование максимально однородных покрытий [6-15].

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. Электроплазменные технологии и оборудование для обработки материалов / В.М. Таран, Н.В. Протасова, А.В. Лясникова, С.М. Лисовский // Технология металлов. 2005. – № 5. – С. 27-32.
3. Таран В.М. Анализ процесса термической активации подложки дополнительным дуговым разрядом / В.М. Таран, А.В. Лясникова, С.М. Лисовский // Технология металлов. – 2006. – № 2. – С. 47-50.
4. Таран В.М. Методика адаптивного проектирования нанообъектов / В.М. Таран, А.В. Лясникова // Технология металлов. 2011. – № 2. – С. 10-14.
5. Физико-математическое моделирование процесса формирования нанопористой структуры плазмонапыленных покрытий / В.М. Таран, А.В. Лясникова, Н.В. Протасова, О.А. Дударева // Нанотехника. 2012. – № 1. – С. 55-58.
6. Суетенков Д.Е. Перспективы ортодонтической коррекции у пациентов с высоким риском пародонтита с помощью микроимплантатов с

модифицированным покрытием / Д.Е. Суетенков, А.В. Лясникова // Пародонтология. – 2009. – № 3. – С. 45-50.

7. Мельникова И.П. Исследование процесса иммобилизации микрочастиц гидроксиапатита и оксид алюминия на макрочастицах гидроксиапатита для получения высокоэффективных покрытий внутрикостных имплантатов / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, И.П. Гришина // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2011. – Т. 1. – № 2. – С. 21.

8. Разработка технологии получения и комплексное экспериментальное исследование антимикробных серебросодержащих покрытий микроимплантатов / Д.Е. Суетенков, А.В. Лясникова, В.М. Таран, А.М. Гнетнев, И.В. Фирсова // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2011. – Т. 7. – № 1. – С. 127-132.

9. Лясникова А.В. Формирование микропористой структуры биокомпозиционных покрытий при их плазменном напылении с воздействием ультразвука / А.В. Лясникова, Н.В. Бекренев, О.А. Дударева // Вестник СГТУ. – 2010. – № 3.

10. Исследования морфологии и химических свойств биокомпозиционного серебросодержащего покрытия дентальных имплантатов / А.В. Лепилин, С.Б. Вениг, А.В. Лясникова, А.М. Захаревич, Д.А. Смирнов, О.С. Мостовая // Российский стоматологический журнал. – 2011. – № 2. – С. 6-9.

11. 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 (129). – С. 31-36.

12. Лясникова А.В. Применение электроплазменной технологии для нанесения фторгидроксиапатитовых биоактивных покрытий на дентальные имплантаты / А.В. Лясникова, О.А. Дударева // Известия Томского политехнического университета. – 2006. – Т. 309. № 2. – С. 153-158.

13. Лясникова А.В. Повышение качества плазмонапыленных покрытий медицинского назначения / А.В. Лясникова, Н.В. Протасова, О.А. Дударева // Медицинская техника. – 2012. – № 4. – С. 4-7.

14. 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. – С. 28-30.

15. Таран В.М. Моделирование наноструктурированных покрытий эндопротезов медицинского назначения методом статистических испытаний / В.М. Таран, А.В. Лясникова // Нанотехника. – 2010. – № 23. – С. 82-85.

ДОЗОВЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МИКРОИСТОЧНИКА ДЛЯ БРАХИТЕРАПИИ ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ НА ОСНОВЕ Pd-103

О.П. Александрова¹, Ю.А. Кураченко², А.Н. Клёпов³
Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор Ю.А. Кураченко

¹ Обнинский институт атомной энергетики –
филиал НИЯУ МИФИ, г. Обнинск

² ГНЦ Физико-энергетический институт
имени А.И. Лейпунского, г. Обнинск

³ НПП ООО «Дионис», г. Обнинск

В настоящем исследовании авторами представлены результаты численных расчётов полей γ -излучения и параметров радиационной безопасности микроисточников (МИ), оснащённых радионуклидом ^{103}Pd ; подобные МИ широко применяются в современной зарубежной клинической практике – в брахитерапии (БТ) различных злокачественных новообразований, в частности при раке (РПЖ) предстательной железы (ПЖ) и, в том числе, комбинированно – в сочетании с МИ на основе ^{131}Cs и ^{125}I . Авторы в доступных источниках не обнаружили сведений о применении в России хотя бы единичных опытных применений МИ данного типа; также пока «не просматривается» в РФ хотя бы отлаженных опытных производств таких МИ. В связи с активным интересом, проявляемым за рубежом к данным МИ, обусловленным рядом их достоинств, в частности, – промежуточным между ^{131}Cs и ^{125}I периодом полураспада данного нуклида, логически следует прогнозировать интенсивное развитие данных МИ также и в РФ. Основываясь на подобном прогнозе, авторы предприняли систематические разработки – с целью создания отечественной версии расчётной и дозиметрической технологии применительно к БТ с МИ на основе ^{103}Pd ; данные разработки были проведены авторами в духе методологии своей работы [1]. Благодаря разработке соответствующих расчётных методик и расчётного инструментария – в части дозиметрического обеспечения, направленного на решение комплекса сложных задач, неизбежно возникающих при реализации данного вида БТ (в контексте планируемых в клинической практике дозиметрических задач), не будет необходимости в привлечении импортных инструментальных средств дозиметрического планирования, которыми рутинно комплектуются внедряемые зарубежные технологии БТ с МИ(^{103}Pd).

Материалы и методы. Расчётное исследование проводилось применительно к БТ РПЖ – анализ дозовых полей вблизи МИ в ткани ПЖ и вблизи тела пациента. В качестве расчётного излучающего объекта был

принят МИ(^{103}Pd) TheraSeed®, Theragenics model 200, производство фирмы Theragenics Corporation, США); данные по МИ взяты из [Update of AAPM Task Group No. 43 Report]. В качестве базового расчётного инструментария использовался программный код *MCNP*, с реализацией различных алгоритмов ускорения расчётов. С целью строгого контроля получаемых результатов тщательно отслеживалась их сходимость – в зависимости от типа оценки; наряду с контролем стандартного отклонения верифицировались все 10 доступных критериев качества результатов. В расчётах по коду *MCNP* использовались данные семейства *ENDF/B-IV, V, VI*. Расчёт транспорта частиц осуществлялся по модели «непрерывного замедления» («*continuous slowing-down model*»), вследствие этого применялось «поточечное» представление коэффициентов пересчёта флюенса γ -квантов в дозы. Рассчитываемые функционалы: флюенсы γ -квантов в ткани и воздухе, поглощённая доза (ПД), и все нормируемые (по НРБ-99/2009) дозы облучения. При расчёте удельных ПД на один γ -квант использовались керма-факторы, рекомендованные NIST. Сами значения ПД в программе *MCNP* получались свёрткой флюенсов, нормированных на один распад, с соответствующими *log-log*-интерполянтами макроскопических керма-факторов:

$$D = 1.602 \cdot 10^{-13} \int_0^{\infty} \Phi(E) \times \tilde{K}(E) dE \quad [\text{Гр/1 распад}], \quad (1)$$

где $1,602 \cdot 10^{-13}$ – множитель для перехода от МэВ к Дж, $\Phi(E)$ – энергетическое распределение флюенса γ -квантов [см^{-2}], $\tilde{K}(E)$ – интерполянт керма-данных [МэВ/см]. Вычисление ПД и нормируемых мощностей доз в расчётах по *MCNP* по модели «непрерывного замедления» осуществляется с целью нивелирования возможных ошибок, могущих возникнуть при перенесении расчётных результатов, и при их редактировании, в процессе формирования соответствующих программных кодов. С целью однозначного сопоставления дозиметрических моделей и дозиметрических критериев использовался общепринятый четырёхкомпонентный фантом ткани МКРЕ для модели ткани пациента. При расчётах дозовых полей учитывался весь спектр γ -излучения ^{103}Pd ; ведущие энергии γ -излучения здесь – 20,1 и 20,2 КэВ. Расчёт поля излучения вблизи МИ выполнялся с учётом его цилиндрической симметрии – в одном октанте осевого сечения МИ, в ~ 100 «детекторах», расположенных в узлах сетки (по осевой и радиальной координатах) – при 10×10 дискретизации. Расчёт полей излучений (флюенсов и доз) в тканях пациентов в окрестности опухоли производился согласно модели, рис. 2. Использовалась сферическая модель ПЖ с варьируемым радиусом, отвечающим диапазону реальных размеров ПЖ. При расчёте локальных полей ПД были приняты точечная и сферическая модель опухоли. Тканевый фантом пациента: эллиптический

прямоугольный цилиндр с большой полуосью 18 см, высотой 50 см, и варьируемой малой полуосью (рис. 2). На высоте 5 см от основания цилиндрического фантома размещался сферический источник (опухоль), радиус которой также варьировался. В моделях опухолей принималось равномерное по объёму заполнение излучателем ^{103}Pd .

Результаты. Рассчитаны значения удельных (на 1 распад) флюенсов фотонов и ПД вблизи МИ в узлах расчётной сетки. Рассчитаны пространственные распределения доз в объёмах опухолей, в ткани, а также в воздухе (ПД, нормируемые дозы) для всех принятых расчётных вариантов фантомов пациента и опухолей (с варьируемым радиусом [0 - 2,35] см). Дозовые распределения в объёме фантома тела (внутри объёмных источников и их окрестности) рассчитаны в зависимости от варьируемого расстояния от центра источника, а вне фантома – от варьируемого расстояния от точки детектирования до поверхности фантома. Получены распределения мощностей нормируемых доз на расстоянии 10 см и 100 см от поверхности тела в зависимости от размеров ПЖ в ткани (с радиусами ПЖ от 1,35 см до 2,35 см) и расстояний от центра ПЖ пациента от 5 см до 18,65 см: мощностей эквивалентной, эффективной доз, эквивалентных доз на кожу и хрусталик – на 1 распад (для передне-задней и изотропной геометрий облучения).

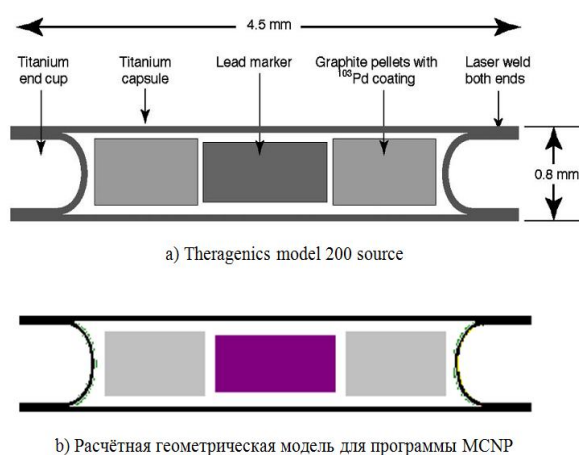


Рис. 1. Аксиальное сечение расчётной модели микроисточника ^{103}Pd

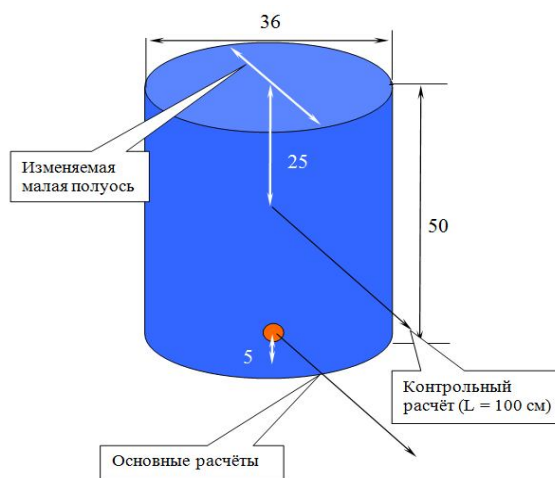


Рис. 2. Модель фантома пациента и МИ в нём при расчёта флюенсов и доз (размеры приведены в см)

В ходе расчётных исследований установлено: 1) поле γ -излучения вблизи МИ на удалении порядка 2 см от него становится вполне изотропным; 2) в ряде модельных задач внешней дозиметрии (предпринятых для оценки внешних доз облучения от пациентов) установлена неправомерность использования точечных моделей источников излучения на основе ^{103}Pd по сравнению с протяжёнными

моделями, соответствующими реальным габаритам ПЖ; 3) для рассчитанных вводимых лечебных активностей для всех принятых вариантов ПЖ и заданного (реалистичного) интервала толщин ткани пациентов от 5,33 см до 8,97 см были получены абсолютные значения нормируемой мощности эквивалентной дозы внешнего облучения, вариация которых составила от 2 до 0,01 мкЗв/ч. Таким образом, допустимый уровень внешнего облучения (согласно НРБ –99/2009, 10 мкЗв/ч по ^{125}I) от пациента не превышает для всех реалистичных активностей, используемых в клинической практике и распределённых в его ПЖ; на самом деле, этот уровень не превышает и для меньших толщин ткани пациента в сечении ПЖ, вплоть до 4,6 см для средних и больших объемов ПЖ.

Литература

1. Методика планирования доз облучения контактирующих с пациентом лиц после брахитерапии микроисточниками ^{125}I I рака предстательной железы / О.П. Александрова, Ю.А. Кураченко, А.Н. Клёпов, М.А. Кузнецов // Черемшанские чтения: сб. докл. Междунар. школы-семинара: в 3 ч. Ч. 2. – Димитровград: ДИТИ НИЯУ МИФИ, 2012. – С. 67-80.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НАНОСТРУКТУР В МЕТОДАХ ФИЗИЧЕСКОГО И ХИМИЧЕСКОГО ОСАЖДЕНИЯ ПОКРЫТИЯ

А.Р. Каримов

Научный руководитель: к.т.н., доцент Р.Ф. Юнусов

Казанский национальный исследовательский технический университет имени А.Н. Туполева, г. Казань

В настоящее время в мире достаточно много компаний, производящих различные инструменты (Arno, Sandvik Coromant, Iscar и др.). Каждая из них пытается повысить качество своего производства, путем создания быстрорежущих сталей, сверхтвердых сплавов и других нововведений. Но немаловажным направлением в сфере повышения качества продукции является защита поверхностного слоя инструмента, т.е. сохранение его геометрической формы при взаимодействии с жестким материалом. Нанотехнология является новой отраслью науки, которая занимается созданием микроскопических материалов. Данная отрасль способна помочь с таким трудоемким процессом нанесения износостойкого покрытия на инструмент, не теряя основной его формы [1].

Покрытия для режущего инструмента используются для различных операций и для различных режимов обработки. Сегодня является неоспоримым тот факт, что износостойкие покрытия существенно влияют

на режущие свойства инструмента, увеличивают его износостойкость, позволяя применять более производительные режимы обработки.

Среди основных типов покрытий, применяемых для упрочнения режущего инструмента наибольшее распространение, получили методы химического (ХОП) и физического осаждения (ФОП). Каждое покрытие, относящееся к тому или иному типу, имеет определенные ограничения для использования в той или иной операции механической обработки. Наибольший интерес к износостойким покрытиям, в последнее время, проявляется в области ФОП технологий, т.к. существующие технологии и оборудование позволяет наиболее эффективно управлять процессом осаждения и получать покрытия с прогнозируемой структурой и свойствами. Несомненный интерес представляют нанокompозитные покрытия, а так же многослойные наноструктурированные или так называемые покрытия с «суперрешеткой». Благодаря высокой степени прогнозируемости и точности нанесения по толщине покрытия, наноструктурированные покрытия, наносятся с помощью технологий ФОП. Большое количество исследований в этой области позволяет достаточно быстро внедрять новые составы покрытий в производство и проводить широкомасштабные исследования [1-2].

Гетерогенные химические реакции в парогазовой среде являются основной технологией при использовании метода химического осаждения покрытия (ХОП). Его также называют газофазным осаждением. Инструмент находится в данной парогазовой среде и в результате чего образуется износостойкое покрытие.

Создание покрытия осуществляется путем взаимодействия газообразного галогенида и другими элементами смеси. Этими элементами обычно служат аммиак, окись углерода, водород. В результате термохимической реакции при температуре $t=1000-1100^{\circ}\text{C}$ происходит разложение галогенида. Для твердых поверхностей наибольшую значимость получили покрытия на основе оксида алюминия, нитридов, карбидов и карбонитридов титана.

От стабильности параметров газофазного осаждения значительно зависит структура, свойство и качество создаваемого покрытия. Одним из важнейших факторов является температура перехода от слоя материала инструмента к разделу конденсата. В нынешнее время технологи сумели понизить температуру данного перехода до $600-800^{\circ}\text{C}$ [2].

За счет такого снижения температуры расширяется номенклатура обрабатываемых деталей. Кроме того, температура значительно влияет на адгезию покрытия к твердому сплаву. Но температура не является единственным фактором, влияющим на адгезию. Одними из таких факторов являются кристаллохимическая однородность двух материалов и присутствие активных парогазовых сред внутри вакуумной камеры (O₂, H₂O, N₂). Давление парогазовой смеси, его скорость подачи и

концентрация также оказывают огромное влияние на качество износостойкого покрытия.

Рассмотрим методы физического осаждения покрытия (ФОП). Сущностью метода является то, что в камеру, предварительно откачав воздух, производят испарение вещества. Во время испарения начинают пускать реакционный газ. Газом может служить азот, кислород, метан и др. Метод физического осаждения достаточно разнообразен и включает в себя различные способы нанесения наноструктурного покрытия. Конденсация с ионной бомбардировкой (КИБ), при котором конденсация вещества происходит из плазменной структуры катода в вакууме; ионное плакирование с плазменной поддержкой; магнетронно-ионное реактивное распыление (МИРР), при которой толщина нанопокрyтия составляет около 5 нм; магнетронно-ионное распыление (МИР) (достоинством является высокая скорость осаждения покрытия на большие площади)[2].

Метод ФОП является универсальным, так как имеется возможность изменять температуру в области установления покрытия. Благодаря чему можно подвергать обработке износостойкий инструмент. Кроме этого появляется возможность предсказать будущий состав и получаемую структуру материала. Для испарения используются металлы IV – VI групп, Периодической системы. В результате испарения металлов и взаимодействия их с ионами реакционных газов образуются оксиды тугоплавких металлов, их нитриды, бориды, карбиды и карбонитриды.

В последнее десятилетие, благодаря развитию «нанотехнологий», достаточно активно развиваются методы МИР и МИРР – этот метод позволяет наносить покрытия нанометрической структуры 3-10 нм. Испарителем в этих методах служит пластина-мишень, которая подключается к катоду с отрицательным потенциалом. За мишенью располагается магнит. Под воздействием магнитного поля, создаваемого магнитом, в узкой зоне происходит движение электрона по циклоидальному направлению (над мишенью). По данной технологии повышается степень распыления потока и его плотность. В МИР и МИРР источник плазмы линейный, его параметры могут быть увеличены наложением линейных источников. Кроме того, при соответствующем расположении магнетронных источников плазмы, например «попарно» (дуальный магнетрон), можно заметно уменьшить «теневой эффект». Недостатком данного метода является плакирование поверхности мишени слоями образовавшихся соединений (нитридов, оксидов и т.д.), что приводит к снижению работы выхода вторичных электронов и степени распыления. Однако, этого можно избежать, если предусмотреть в технологии нанесения покрытия режим самоочистки, т.е. такой режим когда не происходит образования соединений в камере. Физический смысл процесса представляется в том, что плазма, «горячая» между мишенью и подложкой, образуется только за счет ионов и атомов металла,

нереакционного газа (например, Ar), за счет которого горит тлеющий разряд. Поверхность мишени в результате воздействия потока ионов, не вступающих в реакцию с металлом, очищается [2].

По моему личному мнению за технологиями ХОП, в том числе и МИРР наше будущее, так как они намного экологичнее и безопаснее методов ХОП. С помощью них можно достаточно точно «стоять» (распылять) новое покрытие, с необходимыми свойствами и характеристиками.

Литература

1. Наноматериалы. Классификация, особенности свойств, применение и технология получения / Б.М. Балоян, А.Г. Колмаков, М.И. Алымов, А.М. Кротов. – М.: Междунар. ун-т природы, общества и человека «Дубна», Филиал «Угреша», 2007. – 125 с.
2. Аникеев А.И. Повышение эффективности режущего твердосплавного инструмента нанесением износостойких покрытий // Проблемы производства и применения твердых сплавов. – М.: НТО «Цветная металлургия», 1977. – С. 15-17.

КВАНТОВЫЕ ЭФФЕКТЫ В СВЕРХМАЛЫХ НАНОМАТЕРИАЛАХ

А.Р. Каримов

Научный руководитель: к.т.н., доцент Р.Ф. Юнусов

*Казанский национальный исследовательский технический
университет им. А.Н. Туполева, г. Казань*

На современном этапе развития науки и техники наноматериалы выделены в отдельную отрасль, и сделано это не просто так. Наноматериалы представляют собой материалы с размерами структурных элементов менее 100 нм. Однако для большинства материалов уменьшение размера структуры менее 10 нм приводит к проявлению квантовых свойств. Поэтому одним из направлений развития наноматериалов является создание сверхмалых по размерам скоплений, которые обладают ярко выраженными квантовыми свойствами. Такие соединения получили названия: «квантовые точки», «квантовые ямы», «квантовые проволоки», «нанопроволоки».

В материалах, имеющих размер кристаллита менее 10 нм, проявляются размерные квантовые эффекты. Это подтверждается рядом ученых, занимающихся данной областью науки. Предположительный размер кристаллита настолько мал, что его можно сравнить с Дебройлевской волной для электрона. Для металлов длина волны де

Бройля $\lambda_B \sim 0,1-1$ нм, а для полупроводников и тугоплавких материалов переходных материалов $\lambda_B \sim 10-100$ нм. Для любой частицы с малой энергией, когда ее скорость много меньше скорости света длина волны может быть определена как $\lambda = \frac{h}{mv}$, где h – постоянная Планка, m – масса частицы, v – скорость частицы.

В чем же проявляются квантовые эффекты и где они могут быть применены?

Квантовые эффекты могут выражаться в виде: изменения электрических свойств (изменение проводимости), изменения прочности и износостойкости, проявление эффекта сверхпластичности, изменения трибологических свойств (снижение коэффициента трения), повышение твердости и др.

Соединения, которые проявляют квантовые эффекты, такие как, например, квантовые точки и квантовые ямы могут быть использованы в качестве специальных светодиодов, используя при этом люминесцентные свойства квантовых точек, в основном, сульфида кадмия CdS и сульфида цинка ZnS. Кроме того, в недавней публикации Nature Nanotechnology группа исследователей из Национальной физической лаборатории (NPL) и Кембриджского университета предлагает использовать квантовую точку в качестве одноэлектронного насоса. За один цикл работы, подобное электронное устройство перекачивает один электрон, при этом производительность такого прибора составляет миллиард циклов в секунду. Одним из применений данной технологии является уточнение единицы силы тока (Ампер). Наглядно работу подобного насоса можно представить в виде нанопористого вещества, пропускающего частицу определенного размера.

Однако одной из амбициозных идей является создание квантовых компьютеров на базе технологий квантовых точек. Очередной шаг, приближающий революционное изобретение сделан группой ученых из Стенфордского и Калифорнийского университетов, работа которых опубликована в журнале Nature. Суть предлагаемой идеи заключается в использовании квантовых точек в качестве оптических выключателей, а пара квантовая точка-канал аналогична используемым в современной промышленности полупроводниковым чипам.

Литература

1. Наноматериалы. Классификация, особенности свойств, применение и технология получения / Б.М. Балоян, А.Г. Колмаков, М.И. Алымов, А.М. Кротов. – М.: Междунар. ун-т природы, общества и человека «Дубна», Филиал «Угреша», 2007. – 125 с.

РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ УГЛЕРОДНЫХ МАТЕРИАЛОВ

К.И. Боржова, А.Н. Матвеева

Научный руководитель: к.ф.-м.н., старший преподаватель Д.В. Логинов

Петрозаводский государственный университет, г. Петрозаводск

Исследование структуры углеродных материалов, является актуальной задачей в настоящее время. Благодаря возросшему интересу к такому роду материалов, с помощью исследования структуры, объясняются открытые новые физико-химические свойства. Рентгеноструктурный анализ позволяет установить характеристики нанокристаллов (размер кристаллических блоков, степень искажения структуры, способ стыковки блоков) т.е. собственно структуру. В последнее время углеродные материалы находят широкое применение в электронике, полупроводниках, атомной энергетике, реактивной технике, машино-, самолето- и аппаратостроении [1].

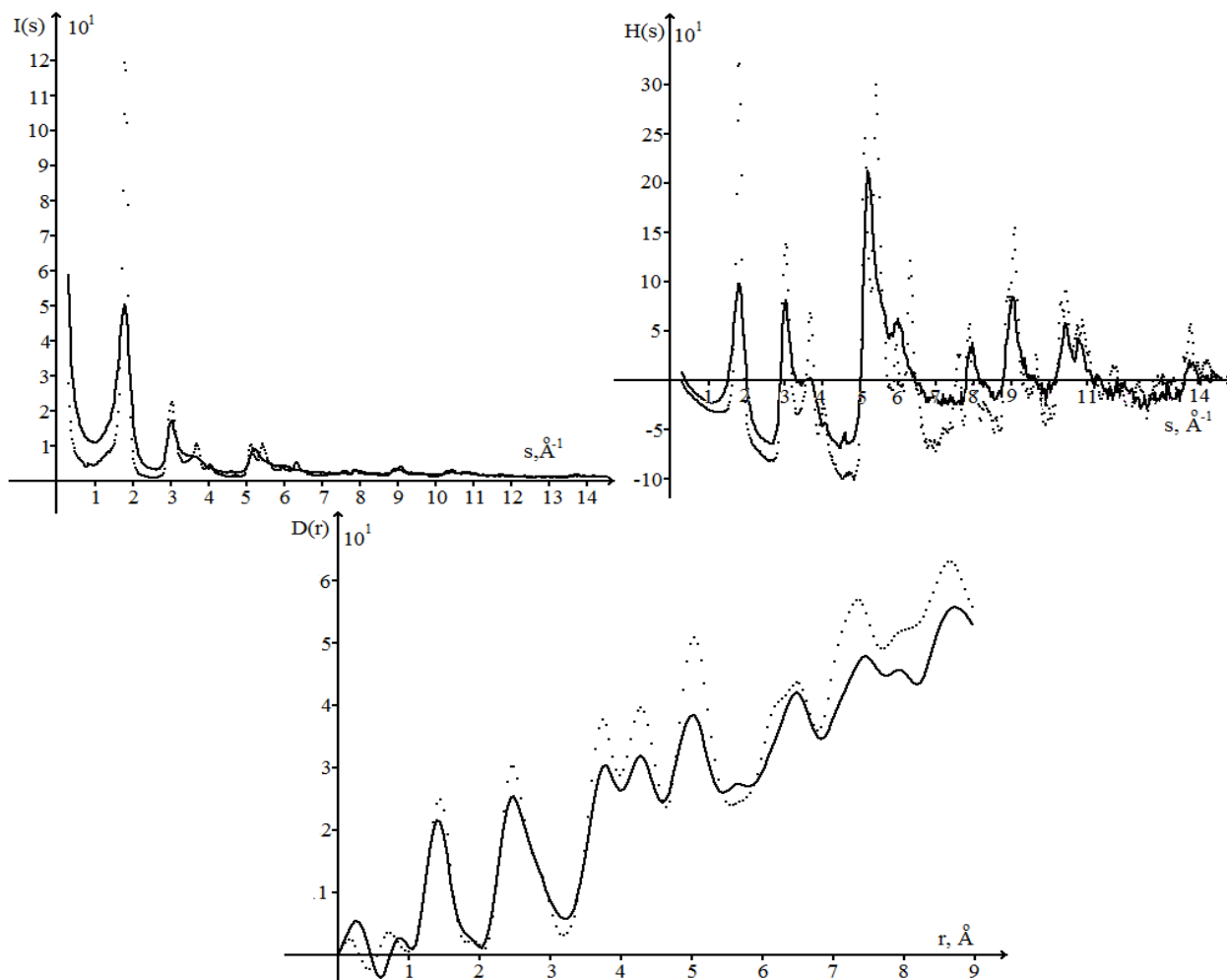
Основной задачей работы было провести рентгенографический анализ образцов шунгита и графитизированных углеродных нанотрубок (ГУНТ). Рентгенографирование проводилось на дифрактометре ДРОН-6 в $\text{MoK } \alpha$ -излучении. Кривые распределения интенсивности рассеяния приведены на рисунке.

На графиках $I(s)$ хорошо виден четко выраженный первый максимум в области $1.78\text{\AA}^{-1}$, который характерен для отражения (002) на рентгенограмме графита. Кривая $H(s)$ типична для большинства природных и синтезированных углеродных материалов. Из $D(r)$ были рассчитаны радиусы r_i и размытия σ_i координационных сфер и координационные числа N_i . Для расчета, в первом приближении были приняты значения радиусов координационных сфер r_i , рассчитанные для гексагонального графита (таблица).

Радиусы 1-3 координационных сфер исследуемых материалов, соответствуют значениям для гексагонального графита в пределах погрешности. Первое координационное число шунгита занижено, а второе и третье у каждого из образцов равны в пределах погрешности соответствующим значениям для графита. Координационное число второй сферы ГУНТ меньше соответствующего значения графита.

Радиус четвертой координационной сферы исследуемых образцов, занижен по отношению к межсеточному расстоянию графита, а координационное число на данной сфере для ГУНТ в ~ 2 раза меньше значения у графита и шунгита. Что может свидетельствовать о наличие вакансий или атомов в междоузлии.

На сферах 5-12 наблюдается незначительное отклонение в радиусах координационных сфер обоих образцов относительно графита, и существует несколько другое перераспределение атомов по координационным сферам.



Кривые распределения интенсивности рассеяния $I(s)$
 (а), s -взвешенной интерференционной функции $H(s)$ (б), парных функций $D(r)$ (в)
 (– шунгит, – графитизированные углеродные нанотрубки)

Значения радиусов r_i и размытий σ_i координационных сфер
 и координационные числа N_i . Ошибки в определении радиусов $\Delta r_i = \pm 0.01 \text{\AA}$
 и размытий $\Delta \sigma_i = 0.02 \text{\AA}$

Графит Н			Шунгит			Графитизированные углеродные нанотрубки		
№ сф.	$r_{i-s}, \text{\AA}$	$N_{i-s}, \text{ ат.}$	$r_i, \text{\AA}$	$\sigma_i, \text{\AA}$	$N_i, \text{ ат.}$	$r_i, \text{\AA}$	$\sigma_i, \text{\AA}$	$N_i, \text{ ат.}$
1	1.42	3	1.43	0.12	2.4	1.44	0.08	2.7
2	2.46	6	2.48	0.16	5.6	2.46	0.26	5.2
3	2.84	3	2.88	0.07	2.4	2.81	0.09	3.0

4	3.35	1	3.28	0.01	1.2	3.26	0.11	0.6
5	3.68	15	3.73	0.17	9	3.74	0.18	12.5
6	4.27	21	4.28	0.31	16.8	4.3	0.23	17.8
7	5.01	30	4.99	0.28	21	5.06	0.3	31.8
8	5.41	6	5.41	0.21	7.5	5.38	0.15	0.1
9	5.67	3	5.68	0.12	5	5.65	0.16	7.3
10	6.08	30	6.11	0.38	24.9	6.11	0.31	22.1
11	6.57	29	6.56	0.24	21.2	6.57	0.29	29.1
12	7.06	33	7.09	0.26	28.4	7.07	0.16	22.1

Таким образом, было установлено, что в шунгите и ГУНТ углеродные слои искажены. Так же возможно присутствие вакансий.

Исследования проведены в рамках реализации программы стратегического развития на 2012-2016 годы «Университетский комплекс ПетрГУ в научно-образовательном пространстве Европейского Севера: стратегия инновационного развития».

Литература

1. Фиалков А.С. Формирование структуры и свойств углеграфитовых материалов, М., 1965. – 205 с.

ЭЛЕКТРОМАГНИТНО ИНДУЦИРОВАННОЕ ДВОЙНОЕ ЛУЧЕПРЕЛОМЛЕНИЕ

В.В. Будяк, А.Е. Кочеткова

Научный руководитель: д.ф.-м.н., профессор О.М. Паршков

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

Изучение ЭМИП [1–3] на вырожденных квантовых переходах открыло новые черты этого явления, среди которых важное место занимают эффекты изменения состояний поляризации взаимодействующих полей [4]. В нашем сообщении приводятся результаты расчетов, показывающие, что ЭМИП может сопровождаться нестационарным линейным двойным лучепреломлением.

Рассмотрим схему $J=0 \rightarrow J=1 \rightarrow J=2$ квантовых переходов, образованную уровнями 3P_0 , $^3P_1^0$, 3P_2 изотопа ^{208}Pb . Используя постановку задачи и обозначения из статьи [5], имеем:

$$\begin{aligned} \frac{\partial f_1}{\partial s} &= \frac{i}{\sqrt{\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} c_1 c_2^* \exp(-\varepsilon_1^2) d\varepsilon_1, & \frac{\partial f_2}{\partial s} &= -\frac{i}{\sqrt{\pi}} \xi \int_{-\infty}^{+\infty} (c_4^* c_9 + c_2^* c_7) \exp(-\varepsilon_1^2) d\varepsilon_1, \\ \frac{\partial g_1}{\partial s} &= -\frac{i}{\sqrt{\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} c_1 c_4^* \exp(-\varepsilon_1^2) d\varepsilon_1, & \frac{\partial g_2}{\partial s} &= \frac{i}{\sqrt{\pi}} \xi \int_{-\infty}^{+\infty} (c_2^* c_5 + c_4^* c_7) \exp(-\varepsilon_1^2) d\varepsilon_1, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial c_1}{\partial w} &= -i(f_1 c_2 - g_1 c_4), & \frac{\partial c_2}{\partial w} + i\varepsilon_1 c_2 &= -\frac{i}{4}(f_1^* c_1 + g_2^* c_5 - f_2^* c_7) - \gamma c_2, \\
\frac{\partial c_4}{\partial w} + i\varepsilon_1 c_4 &= \frac{i}{4}(g_1^* c_1 - g_2^* c_7 + f_2^* c_9) - \gamma c_4, & \frac{\partial c_5}{\partial w} + i(\varepsilon_1 - \varepsilon_2) c_5 &= -ig_2 c_2, \\
\frac{\partial c_7}{\partial w} + i(\varepsilon_1 - \varepsilon_2) c_7 &= \frac{i}{6}(f_2 c_2 - g_2 c_4), & \frac{\partial c_9}{\partial w} + i(\varepsilon_1 - \varepsilon_2) c_9 &= -if_2 c_4,
\end{aligned}
\tag{1}$$

где

$$\varepsilon_1 = (\omega'_1 - \omega_1)/\Delta_1, \quad \varepsilon_2 = \frac{\omega_2}{\omega_1} \varepsilon_1, \quad \xi = 0.75 \frac{\omega_2}{\omega_1} |D_2/D_1|^2.$$

Для описания излучений используются параметры a_l , α_l , γ_l эллипса поляризации пробного ($l=1$) и управляющего ($l=2$) излучений. Здесь a_l – большая полуось эллипса, измеренная в единицах μ_l , α_l – угол её наклона к оси x , γ_l – параметр сжатия. Система уравнений (1) дополнялась граничными условиями

$$\alpha_1 = -0.1, \quad a_1 = a_{10} \operatorname{sech}[(w - w_0)/\tau_1], \quad \gamma_1 = -1, \tag{2}$$

а входное поле контролирующего излучения задавалось соотношениями

$$\alpha_2 = 0.5, \quad a_2 = a_{20}, \quad \gamma_2 = 0, \tag{3}$$

где a_{l0} , ($l=1, 2$), w_0 и τ_1 , – постоянные величины. Согласно [6], для выбранных переходов $\omega_2/\omega_1 = 0.7$, $\xi = 2.11$ и $\gamma = 1.5 \times 10^{-2}$ (при $T = 900 - 1000$ К), $T_1 = 1.6 \times 10^{-10}$ с.

Короткий мощный входной пробный импульс. Положим в (2) $a_{10} = 1.41$, $\tau_1 = 5$, $w_0 = 20$, а в (3) будем последовательно полагать $a_{20} = 4.9$ (расчёт 1) и $a_{20} = 6.9$ (расчёт 2). На рис. 1 представлены зависимости от w величин I_1 и I_2 для нескольких фиксированных значений расстояния s . В обоих случаях входной импульс пробного излучения внутри среды распадается на два обособленных импульса, распространяющихся с различными скоростями.

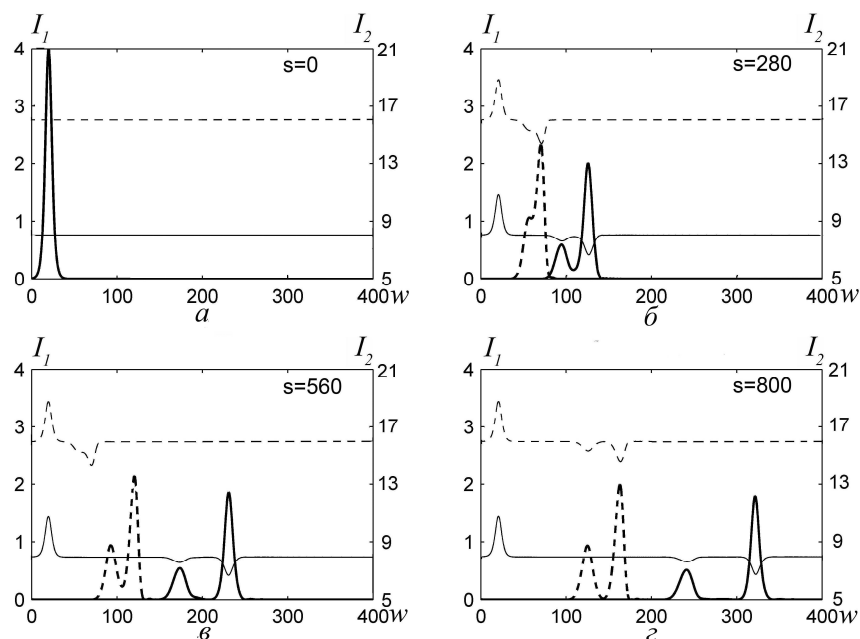


Рис. 1. Эволюция величин I_1 и I_2 при фиксированных значениях s : толстые тонкие
сплошные (пунктирные) – интенсивности I_1 и I_2 для расчёта 1 (расчёта 2)
соответственно

Пользуясь терминологией работ [7, 8], можно сказать, что в рассматриваемом нами случае в среде возникают два адиабатона.

Мощный входной пробный импульс большой длительности. Положим в (2) $a_{10}=1.41$, $\tau_1=50$, $w_0=200$, а в (3) будем последовательно полагать $a_{20}=4.9$ (расчёт 3) и $a_{20}=6.9$ (расчёт 4). По сравнению с расчётами 1,2 длительность входного пробного импульса τ_1 увеличена в десять раз. Рис.2 показывает, что качественная картина разбиения входного пробного импульса на линейно поляризованные компоненты в основном идентична той, что имела место в случае расчётов 1 и 2. Заметное различие состоит в том, что на больших расстояниях больший пробный импульс расчёта 3 (толстые линии на рис. 2) обладает значительной амплитудной модуляцией. Этот факт объясняется влиянием неадиабатичности на процесс ЭМИП при достаточно мощном входном пробном импульсе [9].

Описанный выше распад входного поляризованного по кругу пробного импульса на импульсы с линейной поляризацией происходит ввиду наличия следующих трёх факторов. Первый из них заключается в возникновении компоненты пробного излучения с круговой поляризацией, противоположной по направлению поляризации входного пробного импульса. Второй фактор – наличие в условиях ЭМИП такой специфической связи между фазами упомянутых компонент, что их сумма образует два линейно поляризованных во взаимно перпендикулярных направлениях импульса. Третий фактор – обусловленное явлением ЭМИП различие скоростей указанных импульсов в среде.

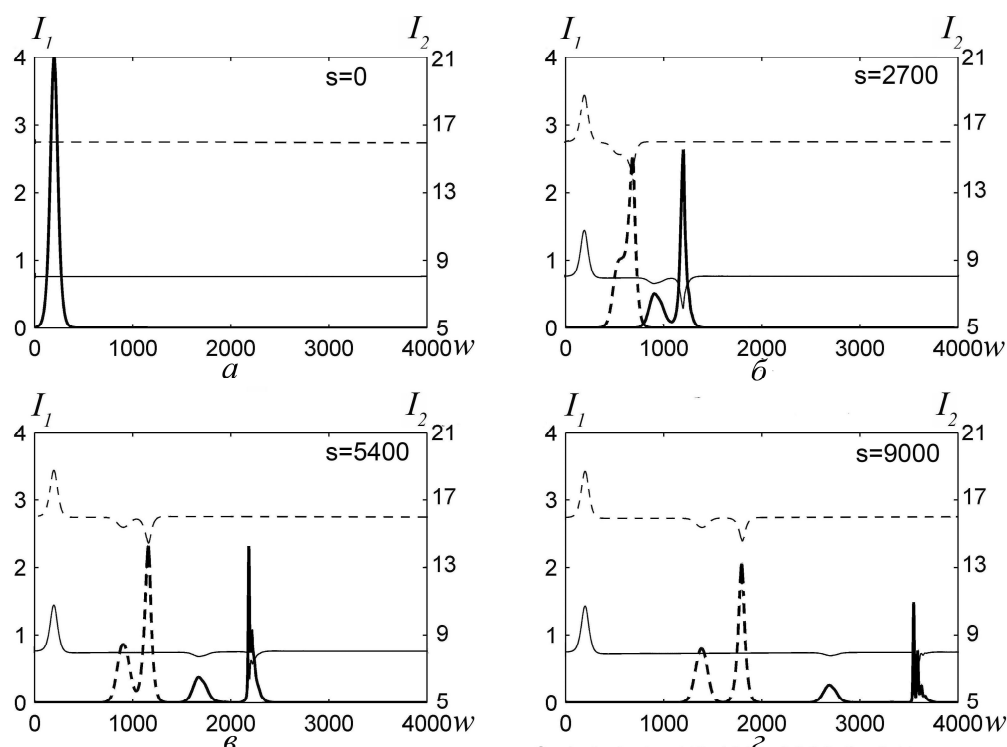


Рис. 2. Эволюция величин I_1, I_2 при фиксированных значениях s : толстые и тонкие сплошные (пунктирные) линии описывают интенсивности I_1, I_2 для расчётов 3, 4

Описанный в нашей работе распад входного пробного импульса на линейно поляризованные компоненты можно трактовать как эффект двойного лучепреломления при ЭМИП. Эффект носит нестационарный характер и объясняется различием скоростей распространения как целого импульсов с различными поляризационными характеристиками.

Литература

1. Harris S. E. // Phys. Today. – 1997. – V.50. – № 7. – P. 36.
2. Lukin M. D. // Rev. Mod. Phys. – 2003. – V.75. – № 2. – P. 457.
3. Duan L.-M., Lukin M. D., Cirac J. I., Zoller P. // Nature (London). – 2001. – V. 414. – P. 413.
4. Wielandy S, Gaeta A. L. // Phys. Rev. Lett. – 1998. – V.81. – № 16. – P. 3359.
5. Паршков О.М. // Оптика и спектроскопия. – 2016. – Т. 120. – № 2. С. 324-332.
6. deZafra R. L., Marshall A. // Phys. Rev. – 1968. – V.170. – № 1. – P. 28.
7. Grobe R., Eberly J. H. // Laser Phys. – 1994. – V.5. – № 3. – P. 546.
8. Shakhmuratov R. N., Odeurs J. // Phys. Rev. A. – 2004. – V.74. – № 4. – P. 043807.
9. Kozlov V. V., Kozlova E. B. // Opt. Commun. – 2009. – V. 282. – № 5. – P. 892.

ОСНОВНЫЕ СПОСОБЫ УПРАВЛЕНИЯ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИМИ СВОЙСТВАМИ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОКРЫТИЙ

В.А. Гомон, А.В. Романов, Л. Корнетт¹

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

¹Blowing Rock school, NC, USA

Плазменное напыление порошковых покрытий – сложный процесс, протекание которого зависит от очень большого числа факторов. Поэтому в зависимости от напыляемого материала, а также от материала и формы подложки для каждого конкретного случая режимы подбирают экспериментально [1-5]. В большом количестве переменных факторов выделяются пять основных, которые значительно влияют на свойства покрытий (рисунок).

К таким факторам относятся:

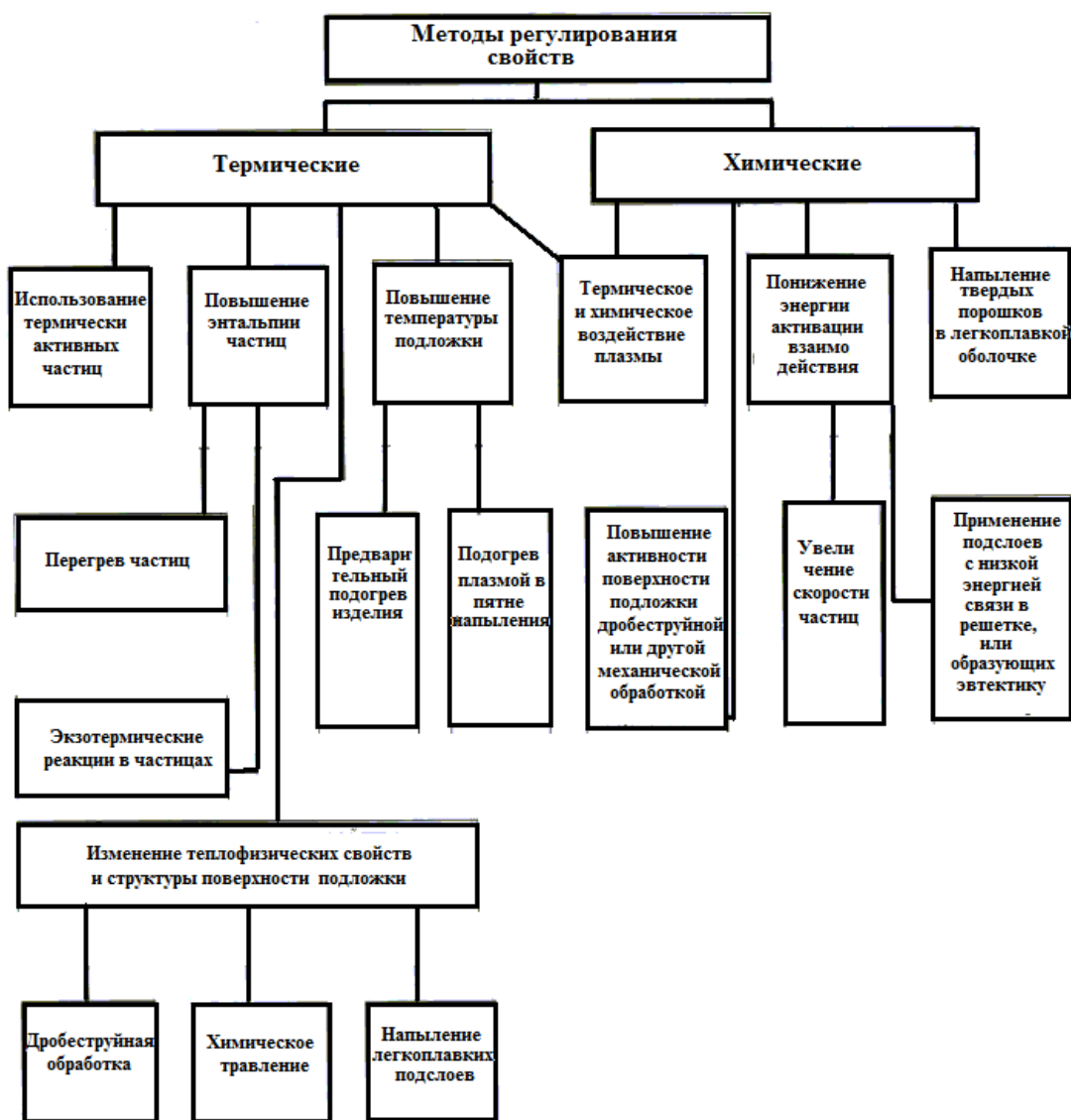
1) факторы, связанные с источником энергии нагрева напыляемых материалов (тип источника питания, его характеристики, конструктивные особенности плазмотрона, потребляемая мощность, род рабочего газа и его расход);

2) факторы, связанные с напыляемым материалом (состав порошка, его физико-химические свойства, дисперсность, форма частиц, сыпучесть);

3) факторы, связанные с подачей напыляемого материала в плазменную струю (тип порошкового питателя, способ и место ввода порошка в струю плазмы, угол ввода и т.п.);

4) факторы, непосредственно связанные с процессом напыления (дистанция напыления, относительная скорость перемещения плазмотрона и подложки, ее температура, среда, в которой осуществляется напыление, угол наклона струи плазмы относительно подложки, ток дуги и напряжение, КПД плазмотрона);

5) факторы, связанные с деталью (марка материала, конфигурация детали, способ подготовки поверхности к напылению, шероховатость поверхности).



Методы регулирования свойств покрытий, получаемых плазменным напылением

Очевидно, что не все группы факторов могут быть использованы для управления формированием покрытия. Факторы 1 и 3 групп фактически связаны с конструкцией оборудования, которая разрабатывается на основе обобщения основных технологических требований к процессу напыления и не может оперативно изменяться. Факторы второй группы определяются служебным назначением изделия. Дисперсность порошка может быть выбрана только при разработке технологии на основе оптимизированных требований и также не может меняться в течение процесса напыления. Из факторов 5 группы только способ подготовки поверхности детали может быть использован для изменения свойств покрытия (адгезии) [6-9].

Таким образом, только факторы 4 группы можно считать действительно управляющими переменными процесса напыления. Действие этих факторов использовано при разработке различных методов управления (регулирования) параметров напыляемых покрытий.

Литература

1. Биосовместимые наноматериалы и композиционные покрытия на их основе для биомедицинской инженерии (обзор) / Гришина И.П., Дударева О.А., Маркелова О.А., Лясникова А.В. // Конструкции из композиционных материалов. 2013. – № 2 (130). – С. 22-27.

2. Газоплазменное формирование композитных покрытий на основе гидроксиапатитных и титановых порошков / Лясников В.Н., Лясникова А.В., Протасова Н.В., Пивоваров А.В., Антонов И.Н. // Конструкции из композиционных материалов. – 2012. – № 2. – С. 30-34.

3. Мельникова И.П. Улучшение функциональных характеристик керамических композиций путем повышения равномерности их структуры / Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. // Конструкции из композиционных материалов. – 2013. – № 4 (132). – С. 19-25.

4. Гришина И.П. Автоматизированное оборудование для получения биосовместимых покрытий / И.П. Гришина, А.В. Лясникова // Современные биоинженерные и ядерно-физические технологии в медицине: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. – М., 2014. – С. 431-433.

5. Разработка и исследование технологического процесса формирования покрытий медицинских имплантатов / В.М. Таран, А.В. Лясникова, И.В. Перинская, А.М. Беляков, О.А. Дударева // Современные проблемы биомедицинской инженерии: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. – Саратов, 2015. – С. 271-274.

6. Лясникова А.В. Адаптивная система управления процессом плазменного напыления покрытий / А.В. Лясникова, В.М. Таран, О.А. Дударева // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2011. – № 1. – С. 152.

7. 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 (129). – С. 31-36.

8. Лясникова А.В. Повышение качества плазмонапыленных покрытий медицинского назначения / А.В. Лясникова, Н.В. Протасова, О.А. Дударева // Медицинская техника. – 2012. – № 4. – С. 4-7.

9. Морфология частиц гидроксиапатита и ее влияние на свойства биокомпозитных плазмонапыленных покрытий / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9. – № 3. – С. 441-445.

КИНЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРОЦЕССА ПРОТОНИРОВАНИЯ СЛОИСТОГО ПОЛИТИТАНАТА КАЛИЯ

М.А. Викулова, О.С. Рослякова

Научный руководитель: к.х.н., доцент Е.В. Третьяченко

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

В последнее время титанаты калия и композиты на их основе находят широкое применение в качестве фотокатализаторов, неорганических ионообменников, фрикционных и теплоизоляционных материалов, а также элементов электронных устройств. Важное значение для проявления выше перечисленных свойств приобретают такие характеристики данных слоистых соединений, как удельная площадь поверхности, величина межслойного пространства, размер частиц и морфология поверхности. Целенаправленное варьирование этих параметров позволяет получить материалы с заданными свойствами.

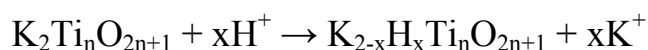
Известно, что обработка титанатов щелочных металлов в растворе различных неорганических кислот, приводящая к частичному или полному замещению ионов калия / натрия на протоны, способствует одновременному увеличению межслойного расстояния и удельной площади поверхности, достигающей значения $500 \text{ м}^2/\text{г}$ [1]. В работах [2, 3] отмечается, что процесс ионного обмена происходит в несколько этапов и зависит от многих факторов, в частности значения рН, количества воды, концентрации ионов в водной фазе и времени реакции.

Целью данной работы являются кинетические исследования процесса ионного обмена $\text{K}^+ \leftrightarrow \text{H}^+$ в суспензиях базового полититаната калия при различных значениях водородного показателя рН среды, а также изучение образующихся продуктов протонирования.

Объектом исследования является базовый полититанат калия (ПТК), синтезированный по методике [4] производства ПО «Нанокompозит», г. Саратов. ПТК характеризуется химической формулой $\text{K}_2\text{O} \cdot n\text{TiO}_2$ ($n = 2-6$) и щелочной реакцией среды ($\text{pH} \sim 10,5$). Исследование ионного обмена осуществлялось путем приготовления суспензии ПТК с концентрацией 25 г/л , которая находилась при постоянном перемешивании на магнитной мешалке «ПЭ-6100». Исходное рН суспензий варьировалось в интервале от 2 до 6 с шагом 2 добавлением 1 М раствора серной кислоты H_2SO_4 ($0,1 \text{ н}$ стандарт-титр, ТУ 6-09-2540-87). Изменение водородного показателя с течением времени фиксировалось иономером «И-160МП» со стеклянным «ЭСЛ-63-07» и вспомогательным «ЭВЛ-1М3» электродами. Концентрацию ионов калия в растворе определяли потенциометрическим методом с использованием иономера «И-160МП» с основным рК электродом «ЭЛИС-

121K» и вспомогательным электродом «ЭСр-10101». Распределение частиц по размерам получено с помощью лазерного анализатора размера частиц «Analysette 22 MicroTec Plus» (Fritsch, Германия).

Установлено, что с течением времени pH суспензий ПТК, доведенных раствором серной кислоты до значений 2,0; 4,0 и 6,0 постепенно увеличивается. При этом чем выше величина скорректированного водородного показателя, тем интенсивнее протекает процесс нейтрализации: через 72 часа pH возрастает с показателя в 2,0 до ~2,2 (на 0,2 единицы); с 4,0 до ~4,5 (на 0,5 единиц); с 6,0 до ~7,2 (на 1,2 единицы). Повышение pH среды можно объяснить встраиванием ионов водорода, обеспечивающие кислую реакцию среды, в межслойное пространство ПТК, которое протекает по следующей реакции ионного обмена:



Согласно данной реакции, концентрация ионов калия в растворе должна увеличиваться по мере их замещения протонами из раствора.

Сильное закисление суспензии полититаната калия до pH = 2,0 приводит к незначительному росту концентрации ионов щелочного металла в растворе. Однако снижение кислотности среды до pH = 4,0 и 6,0 практически не вызывает изменение $\text{C}(\text{K}^+)$ по сравнению с исходными показателями. Предположительно это связано с частичным расходом кислоты на нейтрализацию сохранившегося после неоднократной промывки гидроксида калия, использовавшегося при твердофазном синтезе ПТК в качестве источника щелочного металла.

Результаты элементного анализа продуктов протонирования

Образцы	Содержание элементов в образцах				$\text{K}_2\text{O}/\text{TiO}_2$, мол. %
	K, масс. %	Ti, масс. %	K, мол. %	Ti, мол. %	
ПТК (pH = 2,0)	0,7	45,0	2,9	74,5	51,4
ПТК (pH = 4,0)	3,9	44,8	5,9	74,4	29,4
ПТК (pH = 6,0)	7,4	45,8	13,6	76,5	11,3

Согласно данным элементного анализа (таблица), содержание калия в составе продуктов протонирования пропорционально возрастает с увеличением pH суспензии, подтверждая вымывание щелочного металла при кислотной обработке.

Результаты гранулометрического анализа показывают, что образующиеся продукты полититаната калия с различной степенью протонирования представлены частицами с размером около 100 – 130 нм, а также их агломератами в 7,3 мкм при $\text{pH} = 2,0$ и около 10 – 11 мкм при $\text{pH}=4,0$ и 6,0.

Таким образом, проведено исследование кинетики изменения pH и концентрации ионов калия в суспензиях полититаната калия, подверженных обработки различным количеством серной кислоты до значений $\text{pH} = 2,0; 4,0; 6,0$. Установлено, что равновесие в системах достигается через 72 часа после начала процесса протонирования. Происходящий в суспензиях полититаната калия ионный обмен подтверждается снижением величины pH за счет связывания катионов H^+ полититанатом калия и увеличением концентрации ионов калия в растворе, зафиксированное потенциометрическим методом. Несущественное изменение концентрации ионов калия в растворе при $\text{pH} = 4,0$ и 6,0 можно объяснить тем, что в данных условиях происходит преимущественное протонирование поверхности полититаната калия, а в сильно кислой среде – межслойного пространства слоистого соединения. Кроме того, данные элементного анализа показывают снижение содержания калия в составе ПТК по мере уменьшения pH среды. Согласно фракционному составу образующиеся продукты характеризуются наноразмерными частицами и агломератами до 11 мкм.

Литература

1. A short solid-state synthesis leading to titanate compounds with porous structure and nanosheet morphology / L. Körösi et al. // *Microporous and Mesoporous Materials*. – 2012. – Vol. 147, №. 1. – С. 53-58.
2. A controllable approach for the synthesis of titanate derivatives of potassium tetratitanate fiber / M. He et al. // *Journal of materials science*. – 2004. – Vol. 39, №. 11. – С. 3745-3750.
3. Liu Y., Qi T., Zhang Y. Synthesis of hexatitanate and titanium dioxide fibers by ion-exchange approach / Y. Liu, T. Qi, Y. Zhang // *Materials research bulletin*. – 2007. – Vol. 42, №. 1. – С. 40-45.
4. Sanchez-Monjaras T. Molten salt synthesis and characterization of polytitanate ceramic precursors with varied $\text{TiO}_2/\text{K}_2\text{O}$ molar ratio / T. Sanchez-Monjaras', A.V. Gorokhovskiy, J.I. Escalante-Garcia // *Journal of the American Ceramic Society*. – 2008. – Vol. 91, № 9. – P. 3058-3065.

РАЗРАБОТКА ХИРУРГИЧЕСКОГО СИМУЛЯТОРА С ТАКТИЛЬНОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ

И.К. Алайцев

Научные руководители: д.м.н., доцент Г.О. Мареев¹,
к.ф.-м.н., доцент Т.В. Данилова

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

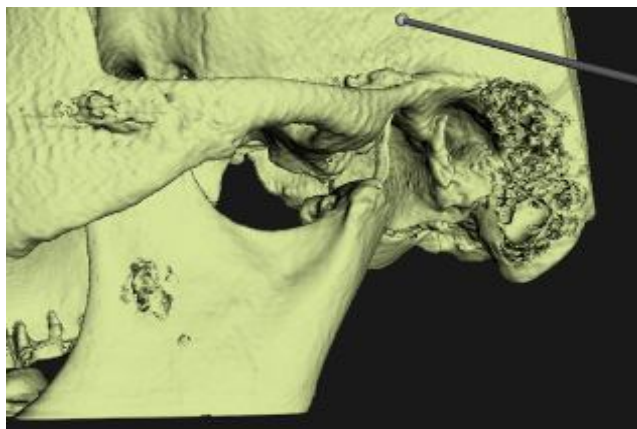
¹*Саратовский государственный медицинский университет
имени В.И.Разумовского, г. Саратов*

В настоящее время для отработки практических навыков, составляющих значительную часть медицинских профессий, используются различного рода фантомы, трупный материал и т.п. При этом тренировки приводят к порче препаратов, что обуславливает дороговизну подобного подхода. Современные технические средства и информационные технологии позволяют перенести большую часть процесса обучения в виртуальную реальность. Традиционное обучение при этом заменяется симуляционным курсом, в котором сложные хирургические манипуляции могут быть многократно выполнены в безопасном виртуальном пространстве без порчи какого-либо материального субстрата [1, 2].

Нами предлагается разработка медицинского симулятора с тактильной обратной связью. Программно-аппаратный комплекс симулятора состоит из компьютера, на котором выполняется программа симуляции, и устройства тактильной обратной связи – haptic-устройства (рис. а).



а



б

а – haptic-устройство, виртуальный объект оперативного вмешательства
и виртуальный медицинский бор, б – пример визуализации объекта и инструмента

Программа симуляции визуализирует объект оперативного вмешательства из томографических данных высокого разрешения. После чтения данных модель хранится в воксельном виде, в этом же виде

происходит и работа с ней [3].

Виртуальный медицинский инструмент, моделируемый программой, представляет собой модель бора бормашины. Пример визуализации объекта и инструмента показан на рис. б. Размер бора и его качество влияет на степень вибрации гаптика, его отдачи и на его взаимодействие с тканями при их сверлении и создаваемые при этом ощущения.

Физическое моделирование взаимодействия виртуального инструмента с виртуальным объектом включает в себя обнаружение столкновений, определение глубины проникновения инструмента в моделируемый объект. Исходя из известной плотности ткани объекта, программа определяет силу обратной связи, которую должно реализовать haptic-устройство.

В настоящий момент нами создан опытный образец устройства. Данный программно-аппаратный комплекс позволит обеспечить привитие базовых навыков студентам медицинских вузов, опытные же врачи смогут производить планирование оперативных вмешательств.

Литература

1. Springer I. Learning by doing virtually / von Sternberg N., Bartsch M.S., Petersik A., Wiltfang Sibbersen J.W., Grindel T., Tiede U., Warnke P., Heiland M., Russo P.A.J., Terheyden H., Pohlenz P. // International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. – 2007. – Vol. 36(5). – Pp. 386-390.

2. Обзор систем виртуальной реальности для обучения хирургическим навыкам в области лица и шеи / Г.О. Мареев, О.В. Мареев, И.К. Алайцев, Т.В. Данилова // Мир науки, культуры и образования. – 2015. – № 6 (55). – С. 92-96.

3. Разработка базовых принципов взаимодействия с воксельной моделью в трехмерном пространстве / Г.О. Мареев, И.К. Алайцев, И.Ю. Ермаков, Т.В. Данилова, А.О. Мантуров // Бюллетень медицинских интернет-конференций. - 2015.

УЛУЧШЕНИЕ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЙ, ПОЛУЧЕННЫХ НА ОПТИЧЕСКОМ МИКРОСКОПЕ

А.А. Данилова

Научный руководитель: к.ф.-м.н., доцент Т.В. Данилова

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

Получение изображений микрообъектов является задачей, актуальной для различных областей деятельности человека. Изображения

биологических микрообъектов интересны в рамках серьезных научных исследований, но также полезны и при обучении студентов и школьников [1]. При этом для обучения студентов и школьников нет необходимости в приборах с высокой разрешающей способностью. Для данного уровня полезным и интересным является увеличение получаемого изображения по сравнению с объектом всего в несколько десятков раз. Такое увеличение может быть достигнуто при использовании оптического линзового микроскопа. В связи с этим интересной представляется задача исследования возможностей фотографирования биологических объектов через микроскоп.

В рамках данной работы были использованы следующие технические средства:

- микроскоп МБС-9;
- фотокамера Panasonic DMC-S3 Lumix с 4-кратным оптическим трансфокатором, максимальным размером кадра 1280×720 точек.

Примеры полученных фотографий показаны на рис. 1.

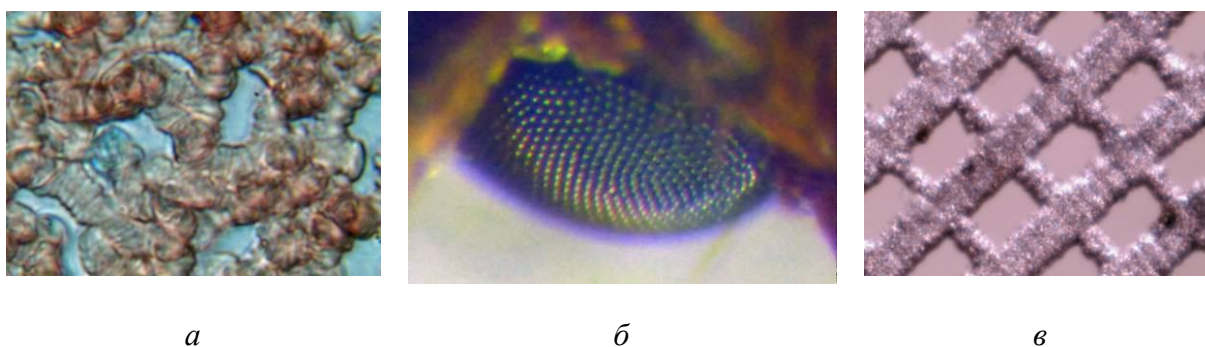


Рис. 1. Фотографии, полученные при помощи оптического микроскопа:
а – препарат крови, *б* – глаз шубной моли, *в* – тестовая решетка с шагом 1 мкм

Однако при получении фотоснимков выпуклых объектов возникает размытость отдельных областей получаемой фотографии. Это следствие того, что фокус фотоаппарата подстраивается под определенную удаленность поверхности объекта, и все части объекта, находящиеся вне фокуса (дальше или ближе), на фотографии размываются. Для исправления этого дефекта был предложен следующий метод. Фотографии объекта делаются для различных фокусных расстояний, и из полученного набора фотографий для каждого снимка определяются наиболее качественные области изображения. После этого из выделенных областей собирается результирующее изображение.

В настоящий момент проводятся эксперименты по сведению набора фотографий в результирующее изображение при помощи графических редакторов. Результаты показаны на рис. 2.

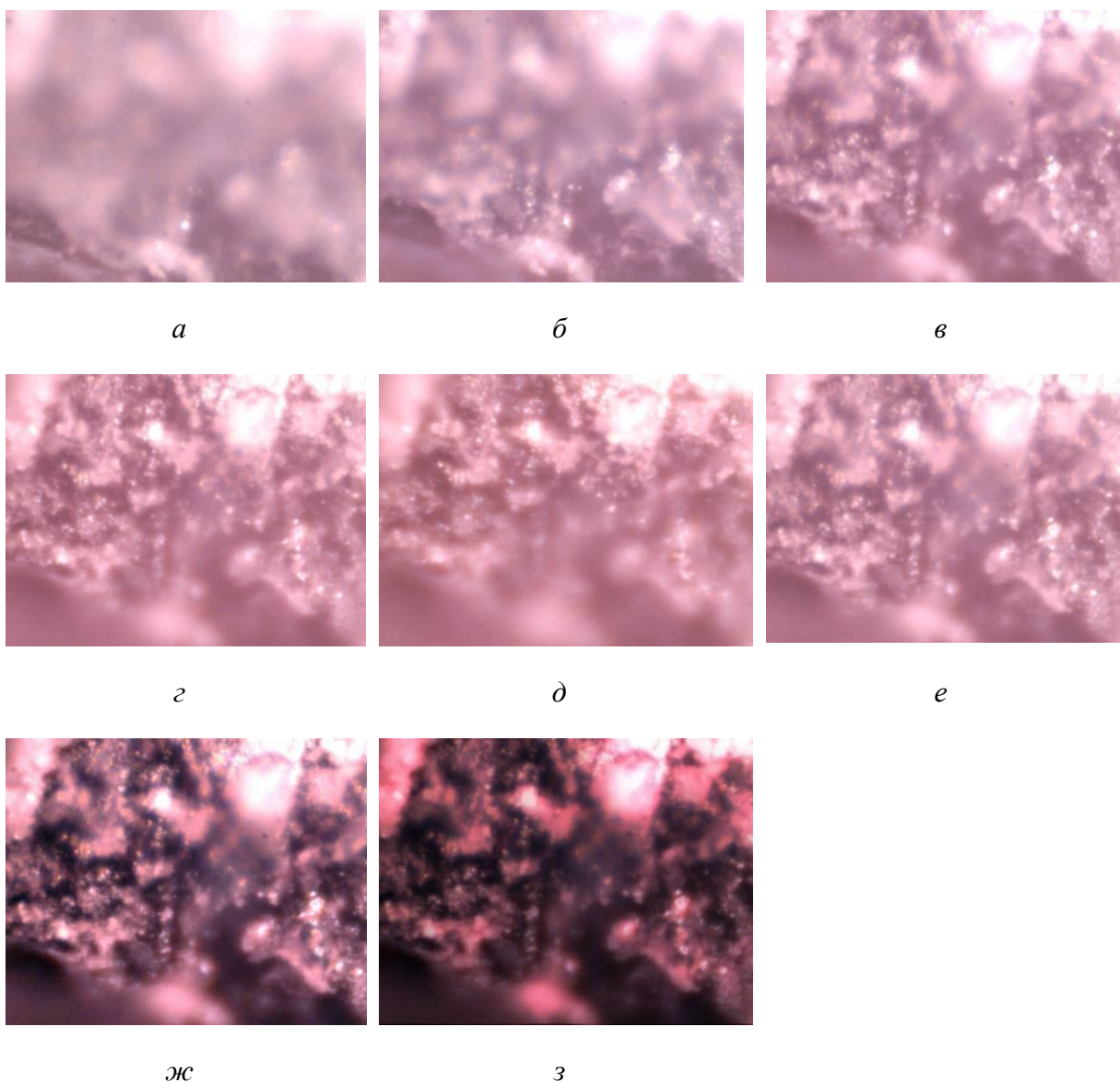


Рис. 2. Фотография поверхности гранита: а-е – изображения, полученные при различных фокусных расстояниях микроскопа, ж, з – изображения, полученные путем объединения изображений а-е

Литература

1. Данилова Т.В., Мантурова И.А. Применение комплекса оптической микроскопии для научной работы школьников и студентов // Научные исследования и их практическое применение. Современное состояние и пути развития '2013: материалы Междунар. науч.-практ. конф. Украина, 01-12 октября 2013 г. – Вып. 3. – Т. 6. – Одесса, 2013. –С. 27-30.

РАЗРАБОТКА СИМУЛЯТОРА ОФТАЛЬМОЛОГИЧЕСКИХ ЛАЗЕРНЫХ ОПЕРАЦИЙ

А.Д. Тебякин, М.В. Прокофьев

Научные руководители: д.м.н., профессор В.В. Бакуткин¹,
к.ф.-м.н., доцент Т.В. Данилова

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

¹ФБУН Саратовский НИИСГ Роспотребнадзора, г. Саратов

Подготовка специалистов в области лазерной микрохирургии глаза чрезвычайно сложна, в частности из-за ограниченности возможностей приобретения практических навыков оперирования. Существующие в настоящее время российские обучающие комплексы используют статичные муляжи и слайды, которые либо не предполагают оперативного вмешательства, либо являются одноразовыми. Зарубежные тренажеры, моделирующие ход операции на компьютере, предлагают некоторый ограниченный набор готовых виртуальных моделей. Кроме того они весьма дороги [1, 2].



а



б

Рис. 1. Внешний вид установки для лазерной хирургии глаза:
а – общий вид установки, *б* – процесс проведения операции

Разрабатываемый нами программно-аппаратный комплекс является тренажером-симулятором офтальмологических лазерных операций. Программно-аппаратный комплекс состоит из микроскопа, используемого при проведении микрохирургических операций и джойстика для управления лучом лазера, подключенных к персональному компьютеру.

Внешний вид тренажера (микроскопа и джойстика) должен полностью повторять облик установки для лазерной микрохирургии (рис. 1а). Схема воздействия лучом лазера на глазное дно пациента показана на рис. 2б. Исходными данными для создания стереоскопического изображения, подаваемого в поле зрения микроскопа, являются фотографии глазного дна пациентов (рис. 2а), загружаемые в память компьютера. Тактильные ощущения от управления лазерным лучом реализуются гаптик-устройством, используемым в джойстике. В зависимости от перемещения джойстика моделируется перемещение положения лазерного луча в виртуальном пространстве.

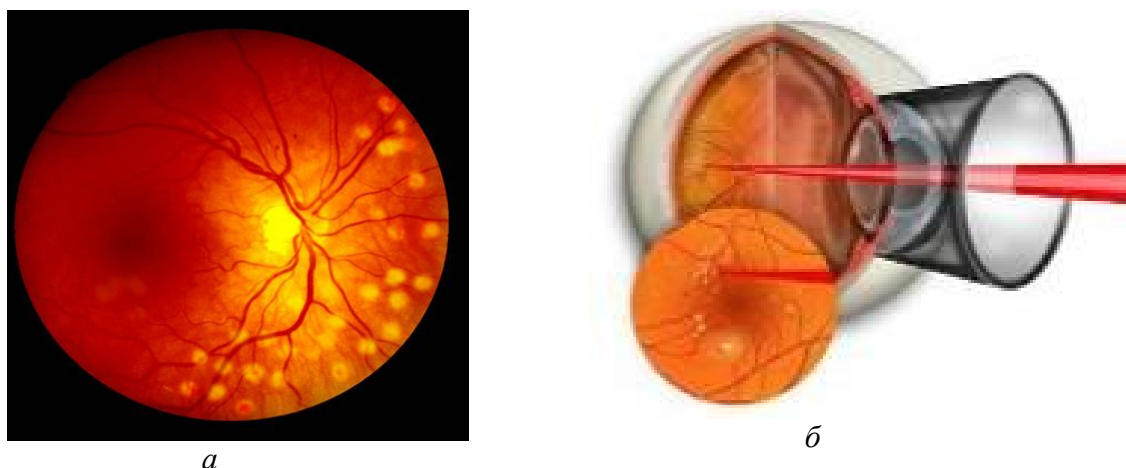


Рис.2. *а* – область глазного дна, видимая хирургом при оперировании, *б* – схема хирургического воздействия на глазное дно лучом лазера

Программное обеспечение комплекса должно позволять проведение виртуальной операции, т.е. реализацию зрительных и тактильных ощущений хирурга, а также моделирование и визуализацию реакции оперируемых тканей на воздействие лазера. Должны быть реализованы возможность запоминания результатов оперативного вмешательства, а также возможность сравнения результатов нескольких операций.

Подобный комплекс может быть использован не только для обучения специалистов, но также для планирования операций и проведения консультаций, в том числе и удаленных.

Литература

1. Костенёв С. В., Черных В. В. Фемтосекундная лазерная хирургия: Принципы и применение в офтальмологии. – Новосибирск: Наука, 2012. – 142 с.
2. Опыт практической реализации офтальмохирургического виртуального симулятора / Л.И. Балашевич, О.Г. Лексунов, В.А. Кузнецов, В.А. Бездельников // Врач и информационные технологии. – 2012. – № 5. – С. 36-44.

ИССЛЕДОВАНИЕ ТИТАНОВЫХ, НИКЕЛЕВЫХ И ПЛАТИНОВЫХ ЭЛЕКТРОДОВ В ЭЛЕКТРОЛИТЕ НА ОСНОВЕ ПЕРХЛОРАТА ЛИТИЯ

С.М. Демидов

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

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

Существует идея разработки, исследования и совершенствования суперконденсаторов – электрохимических устройств, способных отдавать огромное количество энергии за очень короткий промежуток времени. Накопление энергии в суперконденсаторе происходит при поляризуемости раствора электролита.

В качестве электролитов для суперконденсаторов находят широкое применение ионные жидкости, которые, в первую очередь, негорючи, обладают высокой проводимостью, нетоксичны. Нетоксичность означает, что ионная жидкость принадлежит к классу соединений, отвечающих всем современным экологическим требованиям, что является ключевым фактором при охране окружающей среды. Применение неводных электролитов в суперконденсаторах позволяет достичь максимальных удельных характеристик электрохимических конденсаторов, а именно широкую область рабочих температур, высокое значение напряжения разложения, антикоррозионную устойчивость [1].

В данной работе для приготовления электролита были использованы пропиленкарбонат (ПК) и перхлорат лития (ПЛ). Для исследования влияния концентрации электролита на его электрохимические параметры были приготовлены растворы ПЛ в ПК трех концентраций (15, 25, 35% масс. ПЛ). Расчет массы ПЛ производился с учетом содержания в нем кристаллизационной воды, т.е.



С целью увеличения диапазона потенциалов, в котором не происходит разложение электролитов, проводилось обезвоживание приготовленных растворов адсорбционным методом. В качестве сорбента применялся гранулированный технический силикагель (КСМГ).

Для проведения измерений по оценке электрохимических и электрофизических параметров электролитов были разработаны герметичные электрохимические ячейки с титановыми и никелевыми электродами с площадью пластин 1 см^2 и расстоянием между ними 1 см.

Оценка удельной электрической проводимости электролитов проводилась методом импедансной спектроскопии в диапазоне частот от 1 Гц до 1 МГц. Измерения проводились с помощью прибора импедансметра

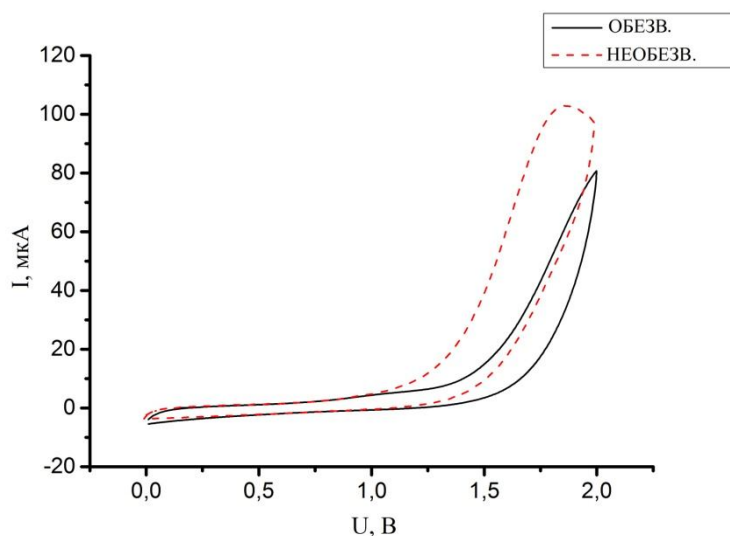
Elins Z-2000. В результате происходили измерения мнимой (Z'') и реальной (Z') составляющей импеданса [2].

Сравнение удельной электрической проводимости обезвоженных и необезвоженных электролитов

Электроды	Удельная проводимость, С/см					
	15 %		25 %		35 %	
	Необезв.	Обезв.	Необезв.	Обезв.	Необезв.	Обезв.
Pt	1,83	1,84	2,38	2,17	2,89	2,24
Ni	2,18	2,08	2,72	2,27	3,33	2,86
Ti	4,09	2,74	5,0	2,72	6,02	3,39

Процесс обезвоживания электролитов привел к уменьшению значения удельной электрической проводимости, что является закономерным результатом.

Для подтверждения гипотезы об увеличении значения напряжения разложения обезвоженных электролитов проводились измерения методом циклической вольтамперометрии. Измерения проводились на приборе потенциостате Elins P-30I в диапазоне потенциалов от 0 до 2 В [3].



Вольтамперограммы необезвоженного и обезвоженного электролитов, измеренных в ячейках с платиновыми электродами

Различие между необезвоженными и обезвоженными электролитами оценивалось методом ИК спектроскопии. Измерения проводились на приборе спектрометре ИТ-801.

Снятые ИК спектры поглощения показали снижение интенсивности пиков валентных колебаний ($\sim 3800 - 3580 \text{ см}^{-1}$), а также пиков колебаний гидроксильной группы и С-О связей ($\sim 1650 - 1550$, $1400 - 1300 \text{ см}^{-1}$). На основании этого можно сделать вывод, что процесс обезвоживания

электролитов имеет место, что доказано уменьшением интенсивности пиков колебаний и выравниванием спектров поглощения обезвоженных растворов [4, 5].

Литература

1. Перспективные неводные электролиты для суперконденсаторов / В.С. Горшков, М.Ю. Чайка, Д.Е. Силютин, В.А. Небольсин, А.Н. Ермаков, Н.И. Глоба. – 69 с.
2. Электрохимический импеданс / З.Б. Стойнов, Б.М. Графов, Б. Савова-Стойнова, В.В. Елкин. – М.: Наука, 1991. – С. 8-18.
3. Галеева А.В. Исследование проводимости полупроводниковых структур методом импедансной спектроскопии: дис. канд. физ.-мат. наук. – М.: МГУ, 2010. – С. 3-9.
4. Бычкова Е.В. Научные и технологические основы модификации с целью снижения горючести целлюлозосодержащих полимерных материалов и полиакрилонитрильных волокон: автореф. дис. ...д-ра техн. наук. – Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2015. – С. 99-120.
5. Тарасевич Б.Н. ИК спектры основных классов органических соединений. Справочные материалы. – М.: МГУ, 2010. – С. 4-55.

МОНТЕ-КАРЛО МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ГРАНИЧНЫХ УСЛОВИЙ НА ПЕРЕНОС ИЗЛУЧЕНИЯ В СРЕДАХ СО СЛОЖНОЙ СТРУКТУРОЙ

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*

В качестве фантомов многослойных тканей по своим оптическим свойствам имитирующих кожу человека используются слои с различной концентрацией наночастиц, в частности TiO_2 [1]. Для описания переноса излучения в сложноструктурированных средах необходима адекватная модель переноса излучения. В данной работе предложен метод численного моделирования переноса излучения в среде с использованием Монте-Карло с учетом влияния внутреннего переотражения обратнорассеянного излучения на границах раздела «среда – сосуд» и «среда – воздух».

Подход основан на использовании локализованного источника зондирующего излучения и селекции парциальных составляющих рассеянного поля [2]. Идея подхода проиллюстрирована на рис. 1, на котором показано проникновение зондирующего лазерного излучения в

исследуемую среду. Каждый выбранный кольцевой фильтр селекционирует набор фотонов, траектории которых лежат в пределах некоторого объема, соответствующего проникновению излучения на заданную глубину. Такой объем, ограничивающий траектории совокупности составляющих рассеянного излучения, имеет форму «banana shape» (рис. 1).

В качестве модельной среды был выбран «статический» однородный слой, содержащий протяженный «динамический» объект с различной геометрией и глубиной залегания, имитирующий кровеносный сосуд. 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 $\mu_s = 0,001875 \text{ мкм}^{-1}$ и поглощения $\mu_a = 0,0002 \text{ мкм}^{-1}$ и параметром анизотропии $g = 0.8$. Протяженный «динамический» объект представлял собой бесконечный круговой цилиндр с осью, параллельной верхней границе однородной среды, с оптическими параметрами: коэффициент рассеяния $\mu_s = 0,413 \text{ мкм}^{-1}$, коэффициент поглощения $\mu_a = 0,000155 \text{ мкм}^{-1}$, параметр анизотропии $g = 0.99$ – и с глубиной залегания $d_{cil} = 500 \text{ мкм}$ и $d_{cil} = 700 \text{ мкм}$ и радиусами оснований равными $R_{cil} = 10 \text{ мкм}$ и $R_{cil} = 100 \text{ мкм}$ (рис. 1).

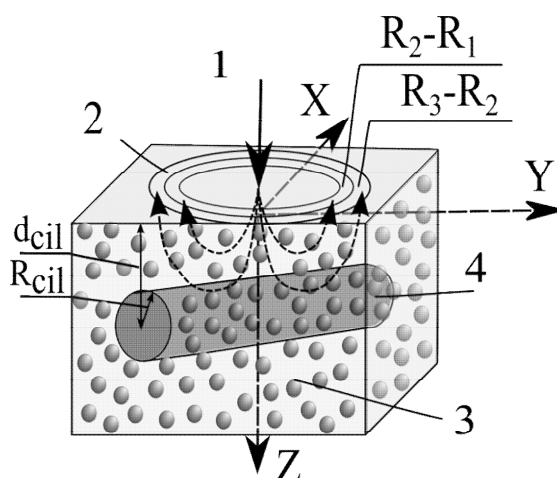


Рис. 1. Моделируемая среда и распространение излучения:

- 1 – локализованный источник зондирующего излучения; 2 – участок поверхности зондируемой среды, с которого с помощью кольцевой апертуры выделяется детектируемый оптический сигнал ($R_1 - R_3$ – радиусы кольцевой апертуры детектора);
- 3 – слой содержащий «статические» рассеиватели;
- 4 – протяженный объект содержащий «динамические» рассеиватели (R_{cil} и d_{cil} – радиус и глубина протяженного объекта)

Радиусы «динамического» объекта были выбраны на основе анализа данных, опубликованных в литературе, согласно которым средний радиус

кровеносного капилляра составляет 8-10 мкм и артериол и посткапиллярных венул равен примерно 50-150 мкм.

Коэффициент обратного рассеяния в зависимости от среднего радиуса кольцевого детектора оценивался как

$$R_{bs}(r_d) = \frac{I_{dyn}(r_d)}{I_{dyn+stat}(r_d)}, \quad (1)$$

где $r_d = \frac{R_N + R_{N-1}}{2}$ – средний радиус кольцевого детектора; R_N – значения внешних радиусов детектора; R_{N-1} – значения внутренних радиусов детектора; $I_{dyn}(r_d)$ – интенсивность, пропорциональная числу фотонов, испытавших столкновения с «динамическими» рассеивателями и зарегистрированных детектором с радиусом r_d ; $I_{dyn+stat}(r_d)$ – интенсивность, пропорциональная сумме фотонов, испытавших столкновения с «динамическими» и со «статическими» рассеивателями и зарегистрированных детектором с радиусом r_d . Зависимости коэффициента обратного рассеяния от расстояния между источником и детектором для различных параметров среды и геометрических размеров залегаемого «динамического» объекта, рассчитанные по формуле (1), используя данные, полученные методом численного моделирования, представлены на рис. 2, 3.

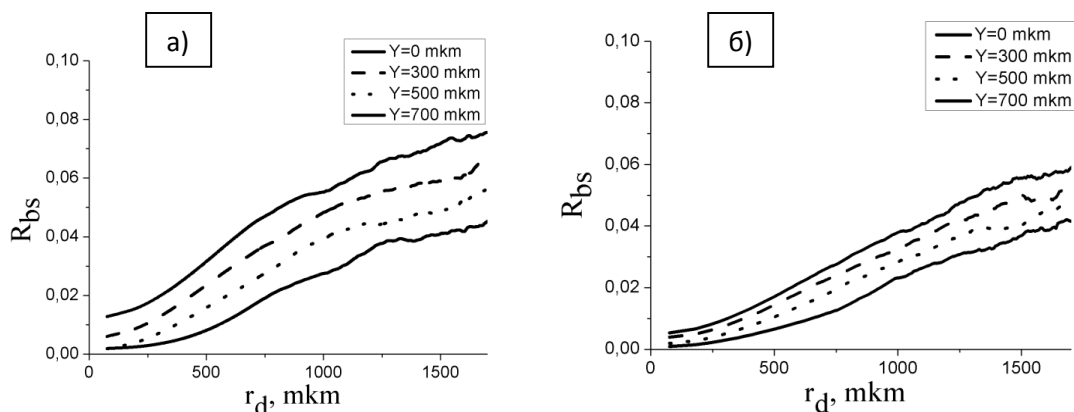


Рис. 2. Зависимость коэффициента обратного рассеяния от расстояния между источником и детектором для случая однородной «статической» среды с «динамическим» объектом радиуса $R = 10$ мкм, глубиной залегания $z = 500$ мкм и $z = 700$ мкм и параллельным смещением вдоль поверхности среды $y = 0, 300, 500, 700$ мкм относительно точки падения зондирующего излучения ($x = 0, y = 0, z = 0$)

Таким образом, коэффициент обратного рассеяния не монотонно зависит от расстояния между источником и детектором.

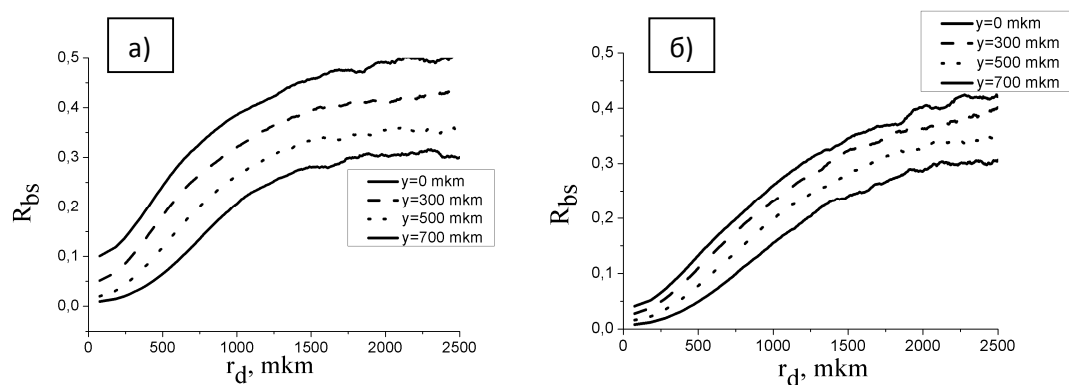


Рис. 3. Зависимость коэффициента обратного рассеяния от расстояния между источником и детектором для случая однородной «статической» среды с «динамическим» объектом радиуса $R = 100$ мкм, глубиной залегания $z = 500$ мкм и $z = 700$ мкм и параллельным смещением вдоль поверхности среды $y = 0, 300, 500, 700$ мкм относительно точки падения зондирующего излучения ($x = 0, y = 0, z = 0$)

Появление асимптотических значения коэффициента обратного рассеяния обусловлено влиянием внутреннего переотражения на границах раздела «статическая среда – динамический объект» и границах «динамический объект – статическая среда» и как следствие увеличение средней длины пути фотона и увеличением доли «динамических» фотонов в регистрируемом сигнале. Насыщение сигнала «динамическими» фотонами и достижение асимптотических значений коэффициента обратного рассеяния $R_{bs}(r_d)$ для $R_{cil} = 100$ мкм достигается на меньших радиусах детектора для глубины залегания цилиндрического объекта $z = 500$ мкм, что подтверждается результатами полученными в статье [4].

Литература

1. Effect of multiple scattering of light by titanium dioxide nanoparticles implanted into a superficial skin layer on radiation transmission in different wavelength ranges / A.P. Popov, A.V. Priezzhev, J. Lademann, R.A. Myllylä // Quantum Electron. – 2007. – 37(1). – Pp.17-21.
2. Boas D. A. and Yodh A. G. Spatially varying dynamical properties of turbid media probed with diffusing temporal light correlation // JOSA A. – 1997. – Vol. 14. – No.1. – Pp. 192–215.
3. Исаева А.А., Неустроев А.В. Пространственно-селективная спекл-коррелометрия случайно-неоднородных сред: результаты моделирования // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. – 2014. – No.6 (94). – С. 28-34.

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРА ПО КОНТРОЛЮ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В ГОРНОДОБЫВАЮЩЕЙ ПРОМЫШЛЕННОСТИ

В.В. Грызунов, И.В. Грызунова¹, П.М. Киприянов, А.Д. Казакова,
А.С. Марков, Д.А. Маврина

*Национальный минерально-сырьевой
университет «Горный», г. Санкт-Петербург*

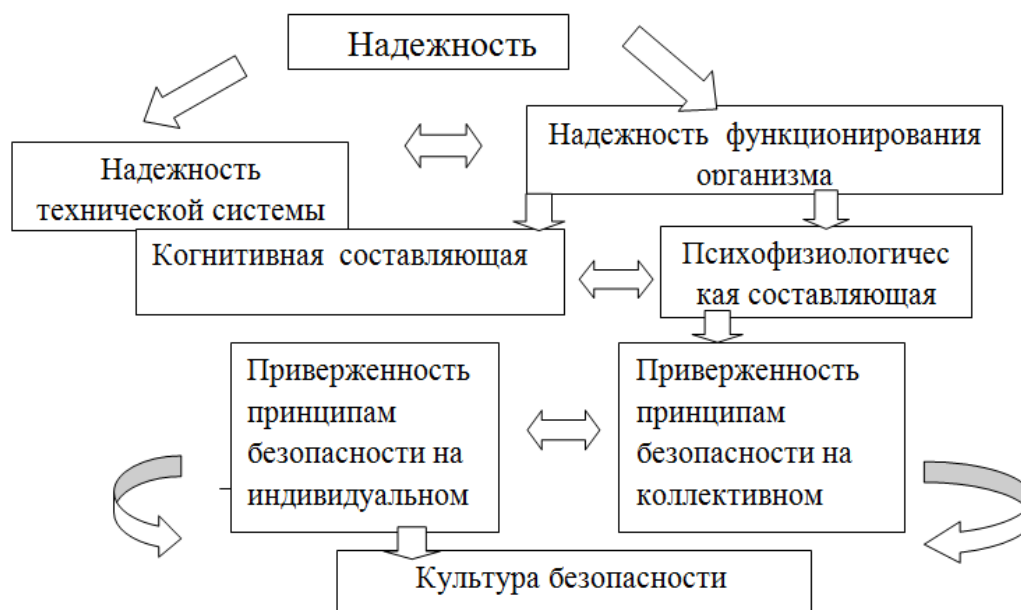
*¹Санкт-Петербургский государственный политехнический
университет, г. Санкт-Петербург*

Высокая аварийность в отечественной угольной промышленности, сопровождающаяся материальными потерями, предопределила необходимость внедрения интегрированных автоматизированных информационно-измерительных систем для обеспечения безопасности на угольных шахтах [1, 2]. Ведь при добыче угля число несчастных случаев в угольной отрасли составляет 25-30 человек на 1000 работающих, а из каждых 10 тыс. работающих шахтеров погибают 4 рабочих [1].

Использование подобных аналитических комплексов привело к резкому снижению числа аварий в ведущих угледобывающих странах Европы. На отечественных угледобывающих шахтах используются многофункциональная измерительная система «Granch», на базе которой успешно функционируют системы аэрогазового контроля, автоматизированного управления конвейерным транспортом, шахтным водоотливом, энергоснабжения, наблюдения, оповещения и поиска людей, застигнутых аварией. И вся разнообразная визуальная, аудиальная информация в виде числовых, графических, текстовых, звуковых данных передается на пульт диспетчера, обеспечивая формирование алгоритма действий в экстремальной ситуации. Поэтому специфика профессиональной деятельности оператора автоматизированной системы мониторинга технологических процессов на шахтах, требующая принятия ответственных решений в условиях риска, неопределенности, жесткого дефицита времени и информации, предъявляет высокие требования к личностным ресурсам и психофизиологическим возможностям человека и обуславливает необходимость не только профессионального отбора, подготовки, но и мониторинга надежности функционирования человека-оператора [3]. Сегодня многие специалисты считают, что причины большинства аварий и инцидентов связаны с поведением людей, их отношением к выполнению собственных обязанностей, обеспечению безопасности. Недооценка составляющих культуры безопасности приводит к увеличению рисков для здоровья людей. Поэтому культура

безопасности становится междисциплинарной научной категорией и входит в правовое поле безопасности жизнедеятельности, в которой первостепенное значение приобретают понятия надежности, неопределенности и риска (рисунок).

Основные элементами культуры безопасности (знания, компетентность, мотивация, ответственность, осознание важности проблемы) определяют когнитивную составляющую надежности функционирования организма, которая во многом лимитируется психофизиологическими возможностями человека-оператора. И поэтому проблеме оценки надежности работы человека-оператора уделяется все большее внимание. Ибо в ситуациях неопределенности при жестком лимите времени формируется психофизиологический прессинг на человека-оператора, индуцирующий выбор стратегии личностно-ситуационной формы совладающего поведения, определяющий надежность функционирования организма, которая проявляется не как биостатический параметр, а как ситуационный оптимум функционирования в заданных пределах с последующим восстановлением к исходным параметрам.



Структурная схема взаимоотношений между надежностью и культурой безопасности

Ситуативная норма реакции в ответ на действие внешних факторов сопряжена у человека-оператора с поведенческим паттерном, который формируется на основе копинг-ресурсов, личностных особенностей и когнитивной оценки ситуации, определяет «цену» адаптации. Результативность совладания с негативной ситуацией зависит от личности субъекта, реальной ситуации и ее оценки личностью. Оперативный

контроль за состоянием диспетчера, профессионально связанного с выполнением ответственных задач в различных сферах управления, требует разработки соответствующих дистанционных аппаратно-программных средств мониторинга. Эти автоматизированные системы обеспечивают возможность оперативного контроля за состоянием основных физиологических систем жизнеобеспечения человека в режиме мониторинга, беспроводной передачи информации в условиях помех, формирования базы данных для расчета профессионального риска срыва адаптации, а также обладать высокими отказоустойчивыми характеристиками. Технология дистанционного функционального биоконтроля с обратной связью позволяет реализовать оперативный контроль за функциональным состоянием оператора автоматизированной системы в горнодобывающей промышленности. Эффективность анализа колебательного контура кардиореспираторной системы для оценки напряженности регуляторных механизмов была неоднократно подтверждена в различных исследованиях. Разрабатываемая модель мобильного комплекса отвечает следующим требованиям: низкий уровень энергопотребления; беспроводная передача информации в условиях помех в режиме непрерывной деятельности оператора; небольшие размеры и вес, не вызывающие негативных ощущений. Непрерывный функциональный мониторинг состояния специалиста операторского профиля, профессионально связанного с выполнением ответственных задач в различных сферах деятельности реализован на базе адаптивного модуля регистрации электрокардиосигналов. Для беспроводного варианта передачи данных использовали готовый модуль – Bluetooth-адаптер OR-BT20-115.2, предназначенный для создания беспроводного канала связи в подчиненном устройстве на основе UART-протокола и представляет собой законченное решение с интегрированным фильтром питания и планарной антенной. Адаптер OR-BT20-115.2 обеспечивает скорость обмена 115.2 Кбит/с (с микроконтроллером) и принадлежит ко второму классу bluetooth-передатчиков (гарантированная дальность действия – 10-15 м). С учетом специфики профессиональной деятельности оператора автоматизированной системы мониторинга технологических процессов на шахтах использовались следующие параметры, от которых зависит функциональность и удобство использования готового устройства:

- скорость передачи данных;
- дальность действия передатчика;
- потребляемая мощность – особо важный пункт для портативного варианта устройства, работающего от аккумуляторов;
- наличие приёмника сигнала в существующих приборах (ПК, ноутбуках, мобильных телефонах и т. д.);
- стоимость передатчика.

Основные блоки, входящие в автоматизированный комплекс:

предварительный усилитель, частотно-селективный усилитель в полосе R-зубцов электрокардиосигнала, аппаратный выделитель R-зубцов электрокардиосигналов, частотно-селективный усилитель, аналого-цифровой преобразователь, микроконтроллер, гальваническая развязка, блоки формирования данных для персонального компьютера и индикации включения и питания. Информационная система, позволяющая формировать базу данных, развёрнута на основе SQL Server Compact Edition 4.0., что обеспечивает непрерывный контроль за состоянием оператора.

Таким образом, применение системы дистанционного функционального мониторинга состояния оператора автоматизированной системы в горнодобывающей промышленности позволит снизить риск развития дезадаптивной формы совладающего поведения и уменьшить вероятность развития техногенной аварии.

Литература

1. Саркисов А.А. Феномен восприятия общественным сознанием опасности, связанной с ядерной энергетикой // Научно-технические ведомости СПбГПУ. – 2012. – Т. 2. – Вып. 3 (154). – С.9-21.
2. Шатилов С.В., Васильев В.В. Меры предупреждения обрушений пород в горных выработках угольных шахт // Безопасность труда в промышленности. – 2014. – № 1. – С. 26-28.
3. Грызунов В.В. Надежность – интегративная характеристика живой системы // Научные исследования и инновационная деятельность: материалы науч.-практ. конф. – СПб.: СПбГПУ, 2008. – С. 147-152.

ОСОБЕННОСТИ СПОСОБОВ ПОВЫШЕНИЯ АДГЕЗИИ ПОРИСТО-ПОРОШКОВЫХ ПОКРЫТИЙ

Л.П. Братухина, П.С. Бибилов, Л. Корнетт¹

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

¹*Blowing Rock school, NC, USA*

Опытным путем установлено увеличение адгезии покрытий благодаря пескоструйной (дробеструйной) обработке подложки, приводящей к очистке поверхности, нарушению (высвобождению) межатомных связей, возрастанию контактной температуры на выступах под напыляемыми частицами. Получившаяся шероховатая поверхность

имеет значительно большую истинную площадь, чем геометрическая, что облегчает механическое сцепление частиц с подложкой. Воздушно-абразивная обработка - дискретный процесс, однако вследствие быстрого спада активности в каждой точке очищенной поверхности к концу очистки всей поверхности ее активность выравнивается.

При воздушно-абразивной обработке поверхности изделий, особенно из вязких материалов, возможно ее загрязнение внедрившимися частицами абразива. Острые края частиц абразивного материала, которыми они ударяются о поверхность изделия, откалываются и остаются в материале подложки.

В связи с этими недостатками, а также с деформацией ажурных, тонких деталей воздушно-абразивную обработку иногда заменяют химическим травлением, которое также создает хорошо развитую шероховатую поверхность. Химическое травление поверхности подложки перед напылением требует разработки специальных травящих составов для каждого материала подложки. Неправильный выбор травящего раствора может дать отрицательные результаты: вызвать пассивацию поверхности и соответственно снизить адгезию покрытия. Также необходимо очищать детали от остатков травильного раствора.

Для деталей типа тел вращения при нанесении покрытий значительной толщины распространено нарезание «рваной» резьбы. Она обеспечивает наиболее высокую прочность сцепления при сдвиге за счет механического зацепления покрытия за неровности поверхности подложки. Параметры «рваной» резьбы подбираются экспериментально для правильного определения размера детали и толщины покрытия, т.к. выход гребней резьбы на поверхность снижает работоспособность покрытия [1-3].

Иногда повышают химическую активность подложек легированием их поверхности оксидами с низкой энергией связи (BaO, NaO и т.п.). Эти оксиды обычно внедряют в поверхность керамики ионным легированием.

Химико-механическое полирование - это еще один метод подготовки поверхности подложки. При нем на поверхность совместно воздействуют активная травящая среда и механические частицы полировальника. Продукты химических реакций при этом удаляются механически. Эффект обработки усиливается благодаря постоянной подаче свежего раствора в рабочую зону.

Ультразвуковой метод очистки применяется для удаления пылевидных загрязнений с подложки за счет локальных гидроударов, возникающих под действием кавитации.

Широко применяется ионное травление подложки. При ионном травлении поверхность в первую очередь очищается от загрязнений, затем обнажаются зерна металла. Если процесс продолжать, то начинает проявляться кристаллическая структура внутри зерен металла. На

поверхности появляются углубления правильной формы и другие неоднородности металла, образующиеся за счет различных скоростей напыления по границам кристаллической решетки [4-6].

Как показывает ряд исследований, наиболее эффективным методом очистки и активации поверхности подложки является обработка плазмой тлеющего разряда, которая может осуществляться в том же технологическом объеме, в котором затем осуществляется напыление. Отмечается, что применение тлеющего разряда при очистке подложек позволяет значительно улучшить функциональные и эксплуатационные свойства покрытий. При очистке в плазме тлеющего разряда подложка бомбардируется заряженными частицами, распыляющими поверхностные микрослои вместе с находящимися на них частицами загрязнений и адсорбированными газами. Одновременно происходит термообработка, позволяющая снизить концентрацию напряжений и радиационных эффектов. Недостатком метода может быть самопроизвольный переход тлеющего разряда в дуговой за счет неравномерного распределения оксидов или загрязнений по поверхности [7].

Следует отметить также способ предварительного нанесения одного или нескольких переходных подслоев из легкоплавких металлов, коэффициент термического расширения которых постепенно сближается с таковым для напыляемого порошка. Это способствует снижению остаточных напряжений и повышению, следовательно, прочности покрытия.

На практике этот способ чаще применяют при изготовлении абразивного или алмазного инструмента. Иногда напыляют не подслои, а частицы абразива в металлической оболочке (металлизированные).

Как видно, методы обработки поверхности изделий для улучшения показателей адгезии различны и выбираются в зависимости от исходных материалов и необходимого качества покрытия.

Литература

1. Газоплазменное формирование композитных покрытий на основе гидроксиапатитных и титановых порошков / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, Н.В. Протасова, А.В. Пивоваров, И.Н. Антонов // Конструкции из композиционных материалов. – 2012. – № 2. – С. 30-34.

2. Мельникова И.П. Технология двойного применения: повышение функциональных характеристик листовых материалов, применяемых в свч-технике и имплантологии / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2012. – Т. 2. – № 2. – С. 108.

3. Разработка и исследование технологического процесса формирования покрытий медицинских имплантатов / В.М. Таран, А.В. Лясникова, И.В. Перинская, А.М. Беляков, О.А. Дударева // Современные

проблемы биомедицинской инженерии: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. – Саратов, 2015. – С. 271-274.

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 (129). – С. 31-36.

5. Лясникова А.В. Применение электроплазменной технологии для нанесения фторгидрок시아патитовых биоактивных покрытий на дентальные имплантаты / А.В. Лясникова, О.А. Дударева // Известия Томского политехнического университета. – 2006. – Т. 309. – № 2. – С. 153-158.

6. Лясникова А.В. Повышение качества плазмонапыленных покрытий медицинского назначения / А.В. Лясникова, Н.В. Протасова, О.А. Дударева // Медицинская техника. – 2012. – № 4. – С. 4-7.

7. Таран В.М. Анализ процесса термической активации подложки дополнительным дуговым разрядом / В.М. Таран, А.В. Лясникова, С.М. Лисовский // Технология металлов. – 2006. – № 2. – С. 47-50.

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СТРУКТУРЫ УГЛЕРОДНЫХ НАНОТРУБОК

Л.А. Коваленко, Н.С. Семенов

Научный руководитель: к.ф.-м.н., старший преподаватель Д.В. Логинов¹

МОУ «Лицей № 1», г. Петрозаводск

¹*Петрозаводский государственный университет, г. Петрозаводск*

Основной задачей работы было провести компьютерное моделирование и рентгенографические исследования многослойных углеродных нанотрубок, а также разработать программное обеспечение для проведения моделирования.

Актуальность работы обусловлена тем, что большая часть программного обеспечения, которое существует на рынке и позволяет производить моделирование углеродных нанотрубок (УНТ), является платной. Основная особенность собственного программного обеспечения – это универсальность и простота в использовании.

Рентгеновский эксперимент

Два образца, один из которых содержал многослойные УНТ, а второй – однослойные УНТ, были представлены в виде порошка, который подвергся прессованию в плоскопараллельную пластинку.

Рентгенографирование образцов проводилось на дифрактометре ДРОН-6 в МоК α -излучении в интервале углов от 2 до 145°.

Экспериментальные картины рассеяния рентгеновских лучей $I(2\theta)$ была перестроена в масштабе $I(s)$ (рис. 1а), где s – длина дифракционного вектора, исправлена на поглощение, поляризацию, переведена в электронные единицы (эл. ед.) и исправлена на комптоновское рассеяние. По методике, описанной в [1] из кривых $I(s)$ были рассчитаны кривые распределения s -взвешенной интерференционной функции $H(s)$ (рис. 1(б)).

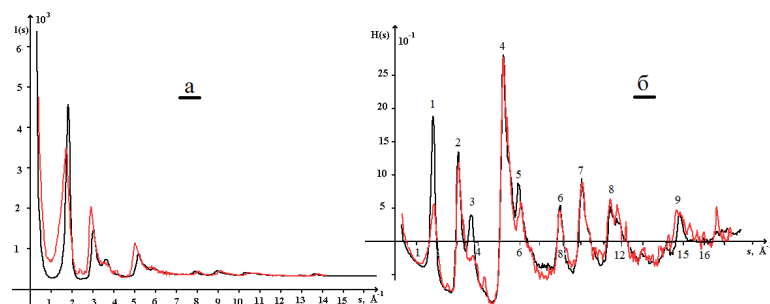


Рис 1. Кривые распределения интенсивности рассеяния $I(s)$ – (а), s -взвешенной интерференционной функции $H(s)$ – (б) (— Многослойные углеродные нанотрубки, — однослойные углеродные нанотрубки)

На всех рентгенограммах в области угла 1.78Å^{-1} наблюдается узкий максимум, который может свидетельствовать о присутствии в образцах плоскопараллельных слоев, схожих по структуре с гексагональным графитом, или может свидетельствовать о наличии многослойных УНТ.

Из $D(r)$ для образца и модели были рассчитаны радиусы r_i и размытия σ_i координационных сфер и координационные числа N_i . Для расчета в первом приближении были приняты значения радиусов координационных сфер r_i , рассчитанные для гексагонального графита (табл. 1).

Таблица 1

Характеристики ближнего порядка.

Ошибки в определении радиусов $\Delta r_i = \pm 0.01\text{Å}$ и размытий $\Delta \sigma_i = 0.02\text{Å}$

Графит Н			Многослойная углеродная нанотрубка			Кластер типа «свиток»		
№ сф.	$r_{i-s}, \text{Å}$	$N_{i-s}, \text{ат.}$	$r_i, \text{Å}$	$\sigma_i, \text{Å}$	$N_i, \text{ат.}$	$r_i, \text{Å}$	$\sigma_i, \text{Å}$	$N_i, \text{ат.}$
1	1.42	3	1.4	0.05	2.4	1.44	0.01	2.9
2	2.46	6	2.46	0.03	5.6	2.45	0.01	5.6
3	2.84	3	2.81	0.09	3.2	2.85	0.03	3.0
4	3.35	1	3.26	0.11	0.7	3.30	0.0	0.4
5	3.68	15	3.74	0.22	13.3	3.75	0.16	13.7
6	4.27	21	4.28	0.22	15.9	4.29	0.13	14.0

Степень несоответствия экспериментальной и подбираемой кривых многослойных УНТ, рассчитанной по найденным методом наименьшего квадрата значениям координационных чисел N_i и подобранным значениям радиусов r_i и размытий σ_i координационных сфер, составила 5.7%, а для модели УНТ типа «свиток», кривая $H(s)$ которой наилучшим образом совпадает с экспериментальной, составил 7.0%.

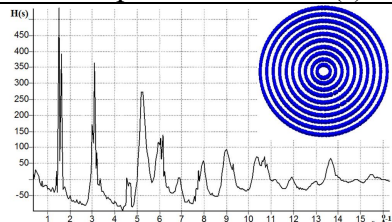
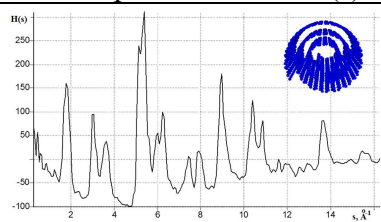
Из таблицы видно, что рассчитанные значения характеристик ближнего порядка для модели и образца согласуются между собой. Стоит только заметить, несколько заниженное первое координационное число, рассчитанное из эксперимента и четвертое координационное число для модели. Таким образом, можно сделать предположение, что в образце присутствуют УНТ типа «свиток»

Результаты моделирования и расчета кривых $H(s)$ моделей

Методика моделирования атомной структуры заключается в последовательном построении различных атомных конфигураций и выявлении на каждом шаге зависимости вида интерференционной функции от параметров УНТ. Были рассчитаны теоретические картины рассеяния рентгеновских лучей для кластеров, имеющих различные структурные параметры (табл. 2) по формуле Дебая [2].

Таблица 2

Теоретически рассчитанные УНТ (N – число витков и число слоев,
 R – внутренний радиус УНТ, ΔR – изменение радиуса УНТ,
 L – длина нанотрубки)

№	Вид УНТ		Вид УНТ		
	Теоретически рассчитанная $H(s)$		Теоретически рассчитанная $H(s)$		
1	$N=10$ $R=4\text{\AA}$ $\Delta R=3.45\text{\AA}$ $L=26\text{\AA}$		2	$N=3$ $R=2\text{\AA}$ $\Delta R=3.45\text{\AA}$ $L=21\text{\AA}$	

Интерференционная функция $H(s)$ УНТ типа «свиток» отличается от $H(s)$ УНТ типа «русская матрешка» (№ 1).

Рентгенографический эксперимент

Кластер на рис. 2а и б наилучшим образом описывает экспериментальную кривую, что может свидетельствовать о присутствии в образце УНТ типа «свиток» и «русская матрешка».

Для второго образца суммарная модель будет представлять собой смесь двух типов УНТ, т.к. создание кластера, в котором присутствовали бы два типа УНТ, не приводит к полному совпадению теоретической и экспериментальной $H(s)$.

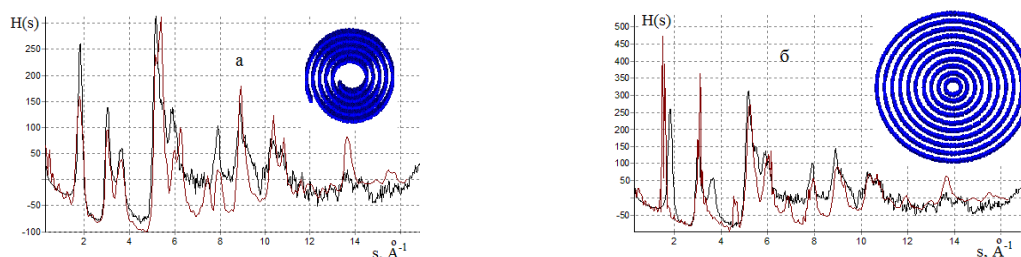


Рис. 2. Сравнение УНТ типа «свиток» кластер 2 (табл. 1) (а) и сравнение УНТ типа «русская матрешка» Кластер 1 (таблица 1) с экспериментальной $N(s)$ исследуемого образца. Теоретически рассчитанная кривая (—), интерференционная функция $N(s)$ образца, содержащего многослойные УНТ (---)

Таким образом, в ходе выполнения поставленных задач был разработан алгоритм моделирования УНТ различных видов и реализован в виде конечной программы. Рассчитаны и проанализированы интерференционные функции рассеяния всех построенных кластеров. Программа успешно прошла тестирование в ходе построения теоретических моделей для расшифровки структуры двух образцов. Установлено, что в образце присутствуют углеродные нанотрубки типа «свиток».

Литература

1. Aleshina L.A., Malinenko V.P., Phouphanov A.D. and Yakovleva N.M. // J. Non-Cryst. Sol. – 1986. – V. 87. – P. 350.
2. Фофанов А.Д. Структура и ближний порядок в кислород- и углеродсодержащих системах с особыми свойствами: дис. ... д-ра ф.-м. наук. – М.: МГУ, 1998. – С. 343.

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ПОЛУЧЕНИЯ АНТИФРИКЦИОННЫХ КОМПОЗИЦИЙ НА ОСНОВЕ ПОЛИТИТАНАТОВ КАЛИЯ И ИССЛЕДОВАНИЕ ТРИБОЛОГИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ПОЛУЧЕННЫХ МАТЕРИАЛОВ

Д.С. Ковалева, А.Н. Кривоногова

Научный руководитель: д.х.н., профессор А.В. Гороховский

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

Эффективность работы машин и механизмов во многом определяется качеством используемых смазочных материалов. До сих пор остро стоит проблема снижения трения в работающих узлах механизмов и аппаратов. Перспективным направлением в этой области является поиск различного рода антифрикционных и противоизносных добавок, наполнителей и присадок, позволяющих повысить качество смазочных

композиций. Интересным с этой точки зрения является полититанат калия (ПТК), имеющий слоистую структуру [1-2]. Известно, что в результате осаждения чешуйчатых частиц ПТК из коллоидных масляных растворов на трущиеся поверхности на последних происходит пленкообразование, благодаря чему снижется трение.

В то же время существует проблема получения стабильных суспензий полититаната калия в масляных средах. Существующие методики получения антифрикционных композиций заключаются в добавлении к маслу-основе высушенного порошка полититаната калия и дальнейшем механическом перемешивании компонентов, но получаемые дисперсии нестабильны и склонны к расслоению. Для их стабилизации обычно используют добавки поверхностно-активных веществ (ПАВ) и ультразвуковое диспергирование полученных смесей [3-4]. Однако со временем расслоение полученных антифрикционных композиций все же происходит, что обусловлено агломерацией частиц ПТК при высыхании.

В связи с вышесказанным целью настоящей работы является разработка методики получения стабильной дисперсии частиц антифрикционного материала в индустриальном масле на основе нанопорошка полититаната калия, а также исследование трибологических свойств полученного продукта.

Полититанат калия синтезировали в расплаве TiO_2 : KOH : KNO_3 взятых в соотношении 3 : 3 : 4 при температуре 500 °С в течение 3 часов в муфельной печи [5]. Полученный продукт несколько раз тщательно промывали дистиллированной водой (соотношение ПТК : вода – 1 : 20) до получения устойчивого значения водородного показателя раствора равного $11 \pm 0,5$. Доля воды в полученном пастообразном продукте, определенная весовым методом, составляла $\approx 57\%$.

Антифрикционные добавки на основе полититаната калия подготовлены с использованием различных методик.

Образец № 1 получен путем высушивания пасты полититаната калия при $t = 60$ °С, после чего полученный продукт перетирали в агатовой ступке до порошкообразного состояния.

Образец №2. Высушенную при $t = 60$ °С пасту ПТК, предварительно обработанную ПАВ ОП-1, перетирали в агатовой ступке до порошкообразного состояния. К полученному порошку добавляли масло ЛУКОЙЛ ЛЮКС SAE 10W-40 (1:1) и диспергировали полученную смесь с помощью ультразвука в течение 15 мин при мощности 50 Вт.

Образец № 3. Пасту полититаната калия предварительно обрабатывали поверхностно-активным веществом ОП-10, сушили при $t = 60$ °С при постоянном барботировании воздухом. После высыхания полученный продукт перетирали в агатовой ступке до порошкообразного состояния. Затем добавляли масло ЛУКОЙЛ ЛЮКС SAE 10W-40 (1:1) и

диспергировали полученную композицию 15 мин в ультразвуковой ванне при мощности 50 Вт.

Смазочные композиции получали путем механического смешения полученных образцов с основой, в качестве которой использовали Литол-24. Концентрация добавки в исследуемых образцах составила 2 % от массы.

Трибологические свойства полученных смазочных композиций оценивали на машине трения ИИ-5018 при $n=1200 \text{ мин}^{-1}$ ($V=3,14 \text{ м/с}$), $P=100 \text{ Н}$. Испытания проводили по схеме «диск по диску» с использованием подвижного и неподвижного дисков из стали марки 30ХГСА. Продолжительность испытаний составляла: приработка на «чистом» Литоле-24 – 30 тыс. циклов (25 мин), работа на Литоле-24 с антифрикционной добавкой – 60 тыс. циклов (50 мин).

Для оценки влияния добавок в смазочное масло использовали относительные величины триботехнических параметров (таблица), что позволило снизить влияние различных факторов на конечный результат испытаний.

Доли снижения потерь на трение и температуры масла в камере

Номер образца	Среднее снижение Ктр, %	Снижение Ктр финал, %	Изменение температуры финал, %
1	2,7	0,6	-7,1
2	3,5	3,0	-9,9
3	8,1	11,8	-6,9

Полученные результаты показали, что снижение коэффициента трения при введении антифрикционной добавки в состав базовой смазки Литол-24 имеет максимальное значение при введении ПТК в виде масляной дисперсии (образцы № 2 и № 3). Причем этот эффект усиливается при использовании порошка ПТК полученного через просушивание вспененной водной дисперсии, содержащей поверхностно-активную добавку (образец № 3). Это может быть обусловлено тем, что присутствие ПАВ препятствует агломерации частиц ПТК в водной среде при просушивании, а в случае высокоразвитой поверхности пены и ускорения процесса просушивания, процесс агломерации практически полностью исчезает.

Таким образом, рассмотрены различные методики получения антифрикционных композиций на основе полититаната калия. Исследование трибологических свойств полученных материалов показало, что сушка концентрированной водной дисперсии ПТК, обработанной ПАВ, при барботировании воздухом, позволяет улучшить его антифрикционные характеристики.

Литература

1. Трибологические свойства антифрикционных суспензий на основе нанопорошков полититаната калия / В.В. Сафонов и др. // Нанотехника. – 2009. – № 20. – С. 94-95.
2. Модернизация смазочных материалов нанодисперсным порошком полититаната калия / В.В. Сафонов и др. // Ремонт. Восстановление. Модернизация. – 2011. – № 1. – С. 17-20.
3. Влияние различных поверхностно-активных веществ на фракционный состав порошков полититаната калия и их трибологические свойства / А.В. Гороховский и др. // Нанотехника. – 2009. – № 20. – С. 96-99.
4. Оптимизация нанодисперсной добавки в моторное масло / Э.К. Добринский и др. / Вестник АПК Ставрополя. – 2014. – № 3 (15). – С. 12-16.
5. Sanchez-Monjaras, T. Gorokhovskiy, A.V., Escalante-Garcia, J.I. Molten salt synthesis and characterization of polytitanate ceramic precursors with varied $\text{TiO}_2/\text{K}_2\text{O}$ molar ratio / T.Sanchez-Monjaras, // J. Am. Ceram. Soc. – 2008. – Vol. 91. – № 9. – P.3058–3065.

МОДЕЛИРОВАНИЕ СТРУКТУРЫ ОБРАЗЦА, СОДЕРЖАЩЕГО УГЛЕРОДНЫЕ НАНОТРУБКИ

А.Н. Матвеева, К.И. Боржова

Научный руководитель: к.ф.-м.н., старший преподаватель Д.В. Логинов

Петрозаводский государственный университет, г. Петрозаводск

На сегодняшний момент существует большое количество методов производства углеродных нанотрубок, но в большинстве случаев получить образец, в котором будут присутствовать только однослойные или только многослойные углеродные нанотрубки, довольно сложно. Также возможно существование некоторой примеси, которая по своей структуре напоминает графит.

В данной работе был исследован образец, содержащий многослойные углеродные нанотрубки (МУНТ). Исследуемый материал был представлен в виде черного порошка, полученного PE-CVD методом. Параметры МУНТ по данным производителя составляют 5-20 мкм и диаметр 5-10 нм.

Исследование структуры образца было выполнено двумя методами: методом компьютерного моделирования и методом комбинационного рассеяния света.

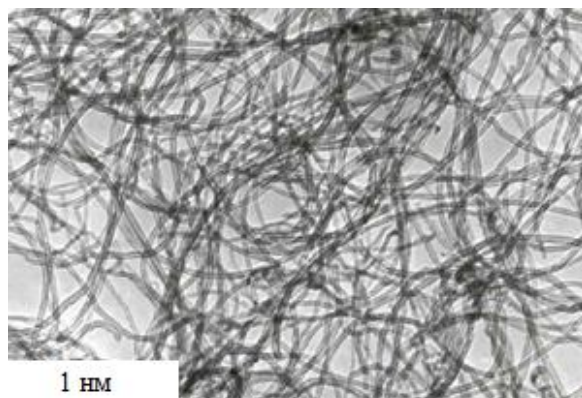


Рис. 1. СЭМ-микрофотография образца, содержащего МУНТ [1]

Процесс компьютерного моделирования включает в себя последовательное создание атомных конфигураций и расчет для каждой из них теоретической кривой интерференционной функции рассеяния $H(s)$, с последующим сравнением её с экспериментальной: варьируя основные параметры – радиус (r), длину (l) нанотрубки (число атомов в кластере), углы и дисперсии углов разворота трубок друг относительно друга, число вакансий, дисперсии случайных смещений атомов из положения равновесия, углы и дисперсии углов разворота сеток – добиться совпадения экспериментальной и рассчитанной для модели кривых $H(s)$.

Для расчета распределения интенсивности рассеяния отдельными кластерами и их группами использовалась программа, алгоритм которой описан в [25,26]. Расчет проводился по формуле Дебая:

$$I(s) = \frac{1}{N_{\Phi}} \left[\sum_i^N f_i^2 + 2 \sum_i^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{1}{2} \cdot [f_i f_j^* + f_i^* f_j] \cdot \frac{\sin(s r_{ij})}{s \cdot r_{ij}} \exp(-0.5 \sigma_{ij}^2 s^2) \right]$$

$$H(s) = s \cdot i(s) \exp(-\alpha^2 s^2) g^{-2}(s); i(s) = I(s) - f_c^2(s)$$

где f_i , f_j – функции атомного рассеяния i -го и j -го атомов, N – число атомов в рассматриваемой конфигурации, σ_{ij} – дисперсия межатомных расстояний относительно среднего значения r_{ij} , N_{Φ} – число формульных единиц в конфигурации. Далее из $I(s)$ рассчитывалась интерференционная функция рассеяния для кластера [2, 3].

Рентгенографирование образца проводилось на дифрактометре ДРОН-6 в $\text{Mo-K}\alpha$ излучении. Зависимости интенсивности от угла рассеяния $I(2\theta)$ были перестроены в масштаб $I(s)$, где s – длина дифракционного вектора, исправлены на поглощение поляризацию, переведены в электронные единицы (эл. ед.) и исправлены на комптоновское рассеяние. Из кривых $I(s)$ были рассчитаны кривые распределения s -взвешенной интерференционной функции $H(s)$. Подробно методика расчета описана в работе [4].

Наилучшее совпадение экспериментальной $H(s)$ и теоретически рассчитанной для модели, наблюдается в случае если кластер состоит из 3

МУНТ: 2 из них состоят из 4 нанотрубок радиусами $9.5\text{\AA}$, $12.89\text{\AA}$, $16.28\text{\AA}$, $19.67\text{\AA}$, последняя состоит из 4 нанотрубок радиусами $10.18\text{\AA}$, $13.569\text{\AA}$, $16.958\text{\AA}$, $20.34\text{\AA}$, расположенных параллельно друг другу (рис. 2).

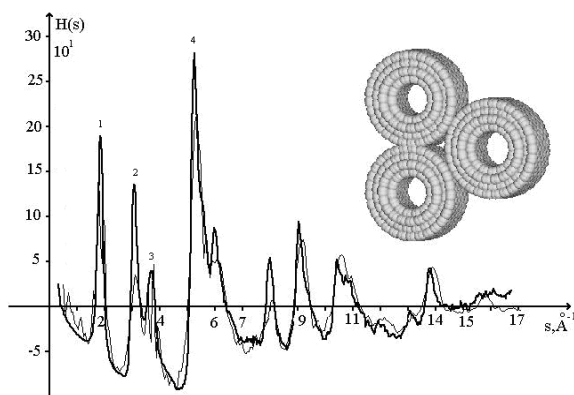


Рис. 2. Интерференционные функции $H(s)$:
— эксперимент, — модель

Тем не менее, варьируя радиус, длину УНТ, а также изменяя геометрию их расположения, не удастся достичь еще лучшего совпадения теоретической и экспериментальной $H(s)$.

Рамановский спектр показал, что в образце присутствуют УНТ, свободные графеновые слои и их пакеты. Поэтому для получения максимума подходящей интенсивности в области $1.8\text{\AA}^{-1}$ использовались пакеты из восьми графеновых углеродных слоев с размерами 18×18 периодов элементарной ячейки графита с углами разворота сеток относительно первой 35° , 10° , 12° , 11° , 12° , 20° , 18° соответственно (рис. 3).

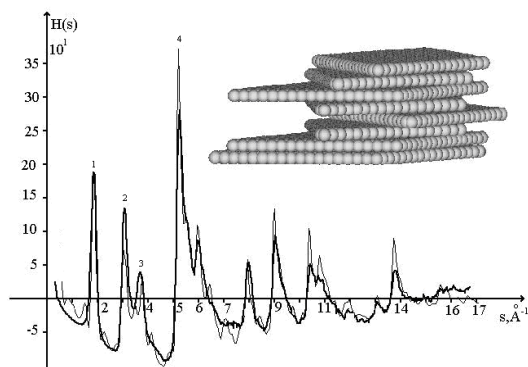


Рис. 3. Интерференционные функции $H(s)$:
— эксперимент, — модель

Первый максимум интерференционной функции, рассчитанной для образца, полностью совпадает с первым максимумом интерференционной функции, рассчитанной для модели.

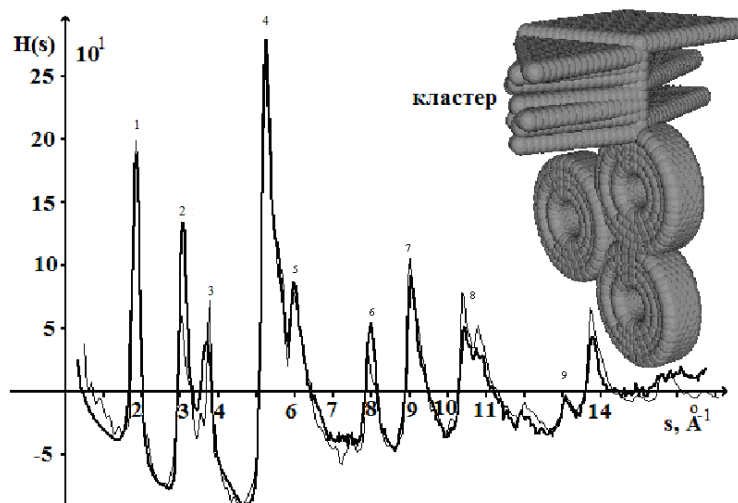


Рис. 4. Интерференционные функции $H(s)$: — эксперимент, - модель

Соединив кластер, изображенный на рис. 2, и кластер на рис. 3 в один единый, удастся улучшить совпадение теоретической и экспериментальной $H(s)$.

Таким образом, в процессе моделирования была получена оптимальная модель, описывающая расположения атомов в области ближнего упорядочения образца, содержащего многослойные углеродные нанотрубки.

Литература

1. ARRY Nano Materials and Nanotechnology, [электронный ресурс], режим доступа – свободный, <http://arry-nano.com>
2. Фофанов А.Д. Структура и ближний порядок в кислород- и углеродсодержащих системах с особыми свойствами: дис. ... д-ра ф.-м. наук. – М.: МГУ, 1998. – 343 с.
3. Кучер Е.В., Фофанов А.Д., Никитина Е.А. Компьютерное моделирование атомной структуры углеродной составляющей шунгита различных месторождений // Исследовано в России: электронный журнал. –2002. –102. – 1113 – 1121 с.
4. Алешина Л. А., Фофанов А. Д. Рентгеноструктурный анализ аморфных материалов: учеб. пособие. – Петрозаводск: Петрозавод. гос. ун-т им. О. В. Куусинена (ПГУ), 1987. – 84 с.

ТОПОЛОГИЧЕСКАЯ ОПТИМИЗАЦИЯ МИКРОСТРУКТУРЫ ТРЕХФАЗНЫХ НАНОКОМПОЗИТОВ С ЭКСТРЕМАЛЬНЫМИ МЕХАНИЧЕСКИМИ СВОЙСТВАМИ

Т.Ю. Меркулова, С.П. Павлов

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

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

Нанокomпозиционные материалы (НКМ) со сложной микроструктурой широко используются в различных отраслях промышленности благодаря их высокой удельной прочности и высокой удельной жесткости. Для получения эффективных свойств НКМ используем метод гомогенизации, который основан на асимптотическом разложении [1] и позволяет получить эффективные свойства элементарной ячейки для любой микроструктуры.

На рис. 1 показана 2D-элементарная ячейка симметричной микроструктуры для изотропного материала. Поэтому в дальнейшем рассматривается только четверть элементарной ячейки.

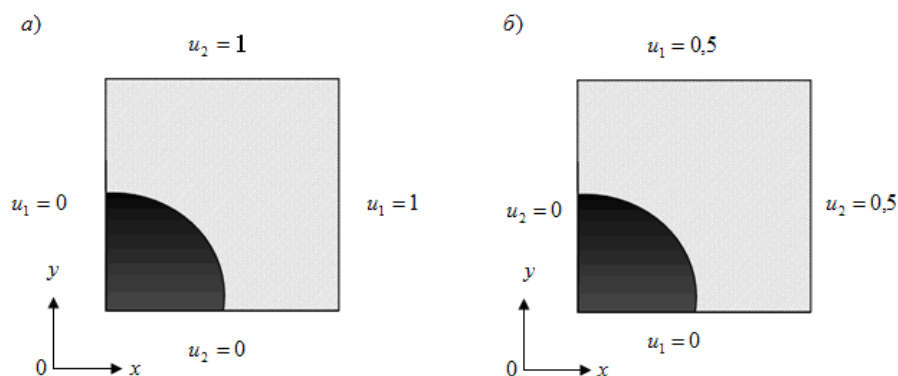


Рис. 1. Граничные условия на $\frac{1}{4}$ элементарной ячейке:
а) деформация в направлении оси ОХ и ОУ; б) деформация сдвига

Для плоского напряженного состояния система уравнений теории упругости имеет вид

$$\begin{bmatrix} \bar{\sigma}_{11} \\ \bar{\sigma}_{22} \\ \bar{\sigma}_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{C}_{1111} & \bar{C}_{1122} & 0 \\ \bar{C}_{2211} & \bar{C}_{2222} & 0 \\ 0 & 0 & \bar{C}_{1212} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \bar{\varepsilon}_{11} \\ \bar{\varepsilon}_{22} \\ 2\bar{\varepsilon}_{12} \end{bmatrix}. \quad (1)$$

Рассмотрим две задачи для четверти элементарной ячейки.

Задача 1: деформация в направлении осей ОХ и ОУ ($\bar{\varepsilon}_{11}^{(1)} = \bar{\varepsilon}_{22}^{(1)} = 1, \bar{\varepsilon}_{12}^{(1)} = 0$), верхний индекс (1) обозначает первую задачу. Для этой задачи граничные условия в смещениях имеют вид (рис. 1а)

$$u_1 = x, u_{1,1} = 1, u_2 = y, u_{2,1} = 0, u_{2,2} = 1 \quad (2)$$

Теперь из (1) получаем, что объемная жесткость имеет вид

$$K_e = \bar{C}_{1111} + \bar{C}_{1122} = \frac{\bar{\sigma}_{11} + \bar{\sigma}_{22}}{2} \quad (3)$$

Задача 2: задается деформация сдвига ($\bar{\varepsilon}_{11}^{(2)} = \bar{\varepsilon}_{22}^{(2)} = 0, \bar{\varepsilon}_{12}^{(2)} = 0,5$). При этом граничные условия в смещениях (рис. 1б)

$$u_1 = 0,5y, u_2 = 0,5x, u_{1,1} = 0, u_{2,2} = 0 \quad (4)$$

Из (1) теперь следует $\bar{C}_{1212} = \bar{\sigma}_{12}^{(2)}$.

В модели SIMP [2], тензор напряжений считается функцией от модуля Юнга E_0 – армирующего материала и искусственно введенной плотности, $\rho_t(\mathbf{x})$, которая выступает в качестве переменной управления в задаче оптимизации: $E(\mathbf{x}) = \rho(\mathbf{x})^p E_0, \mathbf{x} \in \Omega$. Показатель степени $p \geq 1$ является фактором штрафа, и увеличение p приводит к более четкому решению.

Можно показать, что

$$\frac{\partial \bar{C}_{ijkl}}{\partial \rho_t} = -\frac{p}{\rho_t} \bar{C}_{ijkl} \quad (5)$$

Если необходимо максимизировать жесткость при сдвиге $\bar{C}_{1212}$, то задача оптимизации в терминах переменной плотности может быть строго записана в виде

$$\min \left\{ \frac{(1-q)(-\sigma_{12})}{\sigma_0} + q \frac{h_0 h_{\max}}{A} \int_{\Omega} |\nabla \rho_t(\mathbf{x})|^2 d\Omega \right\}, \quad (6)$$

при ограничениях

$$0 \leq \int_{\Omega} \rho_t(\mathbf{x}) d\Omega \leq \gamma A, 0 < \delta \leq \rho_t(\mathbf{x}) \leq 1, t = 1, n. \quad (7)$$

Здесь q – коэффициент позволяющий сбалансировать функцию цели (первое слагаемое) и функцию штрафа (второе слагаемое) друг с другом, h_0 – первоначальный размер сетки и $h_{\max}$ – текущий размер сетки и $\sigma_0 = 1 \cdot 10^{10}$. Кроме того, γ обозначает процент экономии материала, Ω – область элементарной ячейки, A – общий объем материала всех элементов при $\rho_t(\mathbf{x}) = 1$ в элементарной ячейке.

Наша задача получить оптимальную микроструктуру нанокомпозита, когда включения армирующего материала с модулем Юнга E_f помещены в матрицу с модулем Юнга E_m . Для этого в последнем ограничении (7) необходимо заменить δ на величину равную значению $\delta = (E_m/E_f)^{1/p}$.

С использованием метода гомогенизации и схемы анализа чувствительности (5) найдем оптимальную микроструктуру композита, получаемого из стали с параметрами ($E_f = E_0 = 200 \cdot 10^9 \text{ Pa}$, $\nu = 0,33$), который выступает в качестве включения и матрицы с параметрами $E_m = 2,5 \cdot 10^4 \text{ Pa}$, $\nu = 0,33$ для периодической ячейки нанокompозита содержащего технологические отверстия, показанной на рис. 2.

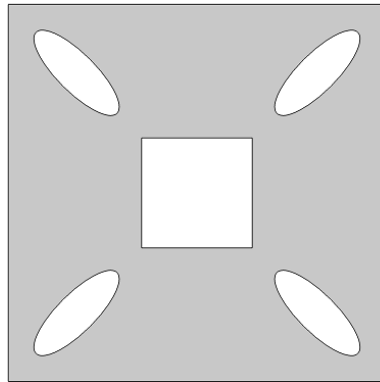


Рис. 2. Периодическая ячейка с технологическими отверстиями

Нанокompозит содержит периодическую систему квадратных отверстий со стороной $c = 0,6$ и периодическую систему эллиптических отверстий с полуосями $a = 0,3$; $b = 0,1$. Центр эллипса находится в точке с координатами $(0,65; 0,65)$. Параметр экономии материала примем $\gamma = 0,5$, $q = 0,25$, $\rho(\mathbf{x}) = 0,8$ и $\delta = 0,00125^{(1/p)}$. Этот параметр δ дает значение $E_m = 2,5 \cdot 10^4 \text{ Pa}$ и обеспечивает заполнение пространства между включениями материалом матрицы.

Первая задача состоит в оптимизации объемной жесткости микроструктуры. В этом случае целевая функция (первое слагаемое в (6)) должно быть заменено на следующее

$$-(1-q)(\sigma_{11} + \sigma_{22})/2\sigma_0. \quad (8)$$

Вторая задача состоит в максимизации сдвиговой жесткости с целевой функцией (6). Для достижения этого должны быть решены задачи оптимизации (8), (6) с ограничениями (7). Полученные оптимальные микроструктуры показаны на рис. 3.

В первой задаче при оптимизации по максимуму объемной жесткости k_{eff} было получено значение $k_{eff}^{opt} = 6,329 \cdot 10^{10} \text{ Pa}$ при начальном значении $k_{eff}^{beg} = 2,108 \cdot 10^{10} \text{ Pa}$. Для второй задачи при оптимизации сдвиговой жесткости G_{eff} получено значение $G_{eff}^{opt} = 2,178 \cdot 10^{10} \text{ Pa}$ при начальном значении $G_{eff}^{beg} = 0,647 \cdot 10^{10} \text{ Pa}$. Таким образом, оптимальная микроструктура дает усиление исходной более чем в 3 раза.

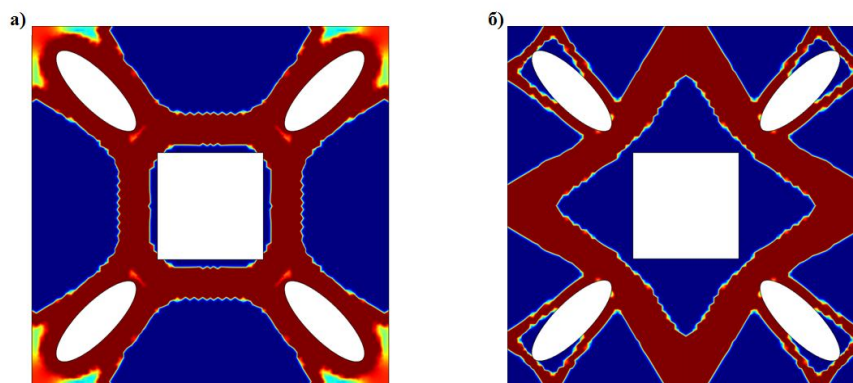


Рис. 3. Оптимальные микроструктуры:

а) максимизация объемной жесткости; б) максимизация сдвиговой жесткости

Как видно на рис. 3, оптимизация, в первую очередь, усиливает конструкцию возле отверстий в центре по краям квадрата и по краям эллипса. На рис. 3б видно, что усиливающие элементы расположены под углом 45° .

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда «Сложные колебания нано балочно-пластинчато-оболочечных систем из гетерогенных материалов под действием теплового поля и белого шума», №16-11-10138

Литература

1. Бахвалов Н.С., Панасенко Г.П. Осреднение процессов в периодических средах. – М.: Наука, 1984. – 352 с.
2. Shu L., Atluri S.N. Topology-optimization of Structures Based on the MLPG Mixed Collocation Method // CMES. – 2008. – Vol. 26. – No.1. – P. 61-74.

РАЗРАБОТКА ЭНДОПРОТЕЗА МЕЖПОЗВОНОЧНОГО ДИСКА

Ю.А. Скрипкина, С.Я. Пичхиде

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

Позвоночник человека является важной частью опорно-двигательной системы человека, то есть его скелета. Подвижность и гибкость позвоночника осуществляется за счет так называемого «амортизатора» – межпозвоночного диска, он смягчает воздействие сил между позвонками и дает возможность вращению позвоночных суставов, расширению и сгибанию туловища. Но, как и все части нашего организма, межпозвоночные диски тоже изнашиваются. И происходит это из-за большого количества неблагоприятных факторов, таких как ограниченная

РАЗРАБОТКА НОВОЙ КОНСТРУКЦИИ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА

К.С. Дорогова¹, А.Ф. Дорогов², С.Я. Пичхидзе¹

¹*Саратовский государственный университет
имени Гагарина Ю.А., г. Саратов*

²*ООО «НПП «Инжест»*

Протезирование зубов (ортопедия) – часть стоматологии, направленной на реставрацию и поддержание функций, комфорта, внешнего вида и здоровья пациента путем восстановления своих или замещения отсутствующих зубов искусственными. Протезирование зубов в современной стоматологии проводится при отсутствии одного или нескольких зубов, а также при невозможности восстановления зуба при помощи терапевтического лечения [1, 2].

Имплантации зубов позволяют успешно решать проблемы зубного протезирования даже в самых сложных случаях.

Прогресс имплантационных методик напрямую связан с поиском, появлением и внедрением новых биосовместимых материалов, конструкций имплантатов, разработкой технологических методик, улучшения остеointеграции [3, 4].

Для изготовления протезов используются несколько видов материалов, предназначенных для каждой конкретной конструкции.

Целью работы являлось усовершенствование конструкции имплантата, конденсации имплантного ложа, улучшение остеointеграции.

В качестве прототипа выбран винтовой цилиндрический эндопротез (рис. 1) с цилиндрическим способом крепления [1]. Недостатки: отторжение костной ткани, плохое сцепление с десной.

Предложенный имплантат (рис. 2) включает:

1. **Коническую форму** – обеспечивает вертикальную и горизонтальную конденсацию имплантного ложа при установке, для достижения первичной стабильности имплантата.

2. **Двойную резьбу** – обуславливает контролируемую установку имплантата, создавая при этом умеренную компрессию кости имплантного ложа, а также улучшает контакт кость – имплантат, ускоряя процесс остеointеграции и обеспечивая долговременный клинический результат. Диаметр резьбы увеличивается от апекса к шейке имплантата от 3,70 до 4,20 мм с шагом 2,40 мм.

3. **Микрокольца** на шейке имплантата увеличивают площадь контакта имплантата с костью в пришеечной области имплантного ложа, что, в свою очередь, исключает риск резорбции костной ткани в крестальном отделе альвеолярного отростка, шаг 1,5 мм.

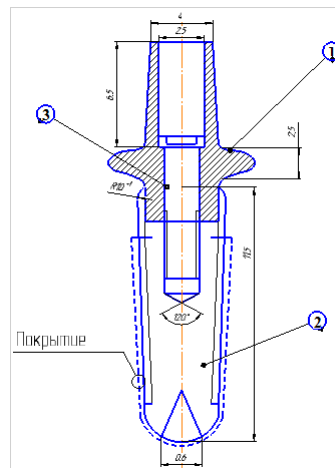
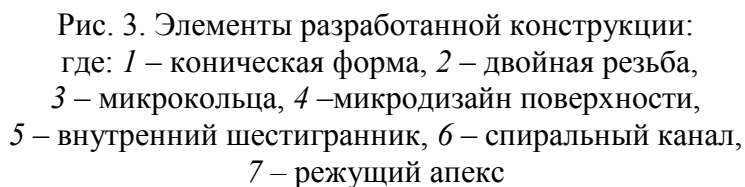


Рис. 2. Имплантат цилиндрический
винтовой (1 – абатмент, 2 – эндопротез,
3 – винт-заглушка)



супраструктуры, а также обеспечивает высокую и долговременную эстетику ортопедической конструкции. Диаметр шестигранника составляет – 2,45 мм.

6. **Спиральный канал** имплантата, расположенный в его апикальной части, обеспечивает его самонарезающие свойства и делает процедуру имплантации простой, контролируемой и безопасной.

7. Имплантат имеет **режущий апекс**, что позволяет проводить окончательную корректировку направления имплантата при установке [6].

8. Антимикробное биосовместимое покрытие состоит из цинк-гидроксикапатита [7].

Выводы: новая конструкция обеспечивает максимальную остеоинтеграцию, приводя в устойчивость эндопротез и его способность выполнять функцию опоры зубного протеза и нести значительную механическую нагрузку при жевании.

Литература

1. Электроплазменные покрытия в электронике, машиностроении и медицине / В.Н. Лясников, Н.В. Протасова, А.В. Лепилин. – Саратов: Сарат. гос. техн. ун-т, 2014.

2. Сравнительная оценка биологических, физико-химических и биомеханических свойств металлических материалов внутрикостных имплантатов и покрытий на них / Н.В. Протасова, А.В. Лясников, О.А. Дударева., К.Г. Бутовский, В.Н. Лясников // Клиническая имплантология и стоматология. – 2001. – № 3-4. – С. 107.

3. Лясникова А.В. Современные технологии в производстве высокоэффективных дентальных имплантатов / А.В. Лясникова, К.Г. Бутовский, В.Н. Лясников // Клиническая имплантология и стоматология. – 2003. – № 1. – С. 23.

4. Пат. РФ 95501 от 25.01.2010 / Винтовой стоматологический эндопротез / Солодкий В.Г., Иванов С.Ю., Ларионов Е.В., Мураев А.А., Солодкая И.В.

5. <http://liment.ru/mis/surgery/implants/seven>.

6. Цинк и серебросодержащие гидроксикапатиты: синтез и свойства / И.В. Фадеева, Н.В. Бакунова, В.С. Комлев, Л. Медвецкий, А.С. Фомин, А.Н. Гурин, С.М. Баринов // ДАН. – 2012. – Т. 442. – № 6. – С. 780-783.

РЕТРАКТОР ДЛЯ МОБИЛИЗАЦИИ ПОДКОЖНЫХ ВЕН

А.М. Терехов, В.Н. Ероклinceв, Р.Г. Чаббаров, А.Г. Пятницкий

Научные руководители: В.А. Гаврилов,

д.т.н., профессор С.Я. Пичхидзе

Саратовский государственный технический университет

имени Гагарина Ю.А., г. Саратов

В статье раскрываются конструктивные особенности устройства для мобилизации стволовых и перфорантных подкожных вен без разреза кожи.

Настоящее исследование относится к медицине, в частности к хирургическим инструментам, и может быть использовано при выполнении операций на подкожных и перфорантных венах из минидоступа. В качестве исходной конструкции ретрактора выбрана известная модель Graefe 16,0 см 18.0124 фирмы Hilbro [1]. При работе с известным ретрактором хирургическим методом выполняется разрез кожи в проекции магистральных и перфорантных подкожных вен от 2 до 5 см длиной. В рану устанавливаются крючки Фарабефа с помощью ассистента (второго хирурга), и для мобилизации вен используются инструменты маскиты, бильроты, сосудистые диссекторы, что является травматичным способом.

Целью исследования являлась разработка конструкции ретрактора для мобилизации стволовых и перфорантных подкожных вен без разреза кожи облегчения подхода к месту локации вен в интересах косметичности раны.

Техническим результатом разработанной конструкции ретрактора является то, что конструктивный элемент ретрактора - крючок выполнен в виде разомкнутого кольца с заостренной дистальной частью в виде сонаправленного с осью стержня наконечника под острым углом и загибом внутрь к центру.

Преимущества перед известной конструкцией:

- 1) не выполняются разрезы кожи для доступа к магистральным и перфорантным подкожным венам,
- 2) отсутствуют кожные швы и осложнения связанные с заживлением швов (расхождение, прорезывание, формирование рубцов, заживление вторичным натяжением),
- 3) косметичность – отсутствие швов, разрезов на коже,
- 4) безоперационный метод: нет разреза, это не операция, а манипуляция,
- 5) обезболивание – местная анестезия. Нет необходимости в спинномозговой анестезии или общем наркозе,
- 6) проведение в амбулаторных условиях (наблюдение до 2-3 часов),

7) ранняя активизация пациента – сразу может ходить, что является профилактикой тромбоэмболических осложнений,

8) экономичность по койко-дням: вместо от 1 до 10 суток пребывания в стационаре амбулаторное пребывание 2-3 часа,

9) возможность проведения операции одним врачом без ассистента,

10) уменьшение затрат на скальпели, шовный материал и т.д.

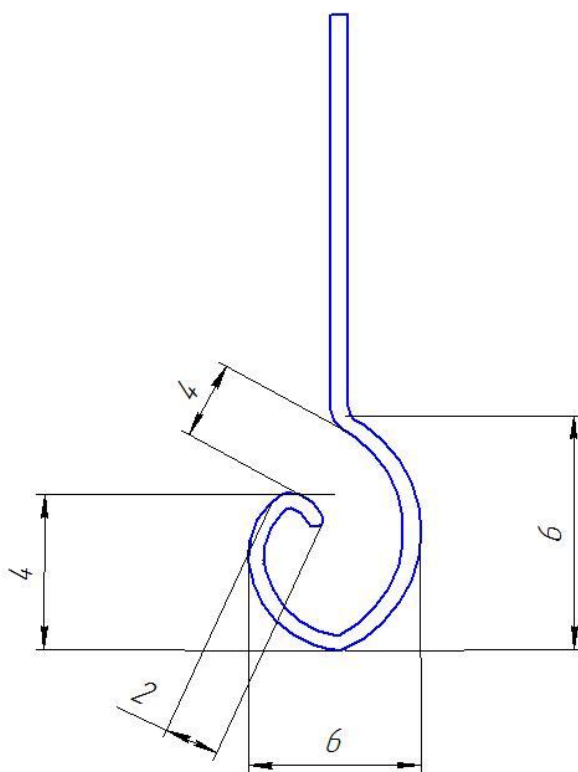
Конструктивными особенностями [2] предлагаемого ретрактора являются:

1) угол загиба кольца внутрь к центру составляет $100 \dots 50$ градусов,

2) второй конец кольца плавно переходит в прямой стержень длиной 60-80 мм,

3) сонаправленный с осью стержня наконечника острый угол находится в диапазоне $80 \dots 50$ градусов,

4) диаметр стержня составляет $0,8 \dots 1,5$ мм.



Выводы: разработана конструкция ретрактора для мобилизации стволовых и перфорантных подкожных вен без разреза кожи облегчения подхода к месту локации вен в интересах косметичности раны.

Литература

1. Каталог фирмы Hilbro (www.hilbro.net).
2. Ероклинцев В.Н., Терехов А.М., Пятницкий А.Г., Чаббаров Р.Г., Гаврилов В.А., Пичхидзе С.Я. Устройство для мобилизации стволовых и перфорантных подкожных вен. – Курск: ЮЗГУ, 2015. – 2 с.

ВЛИЯНИЕ СКОРОСТИ НАПЫЛЕНИЯ ЧАСТИЦ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННОГО ПОКРЫТИЯ

О.А. Ли, С.А. Григорян

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

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

Один из параметров процесса плазменного напыления, который используется для регулирования характеристик покрытий, – скорость напыляемых частиц.

Плазма служит источником энергии не только для нагрева, плавления и распыления наносимого материала, но и для сообщения ему определенного запаса кинетической энергии. Частицы напыляемого материала ускоряются плазменной струей и с определенной скоростью соударяются с подложкой. Практика плазменного напыления показывает, что прочность сцепления напыляемых частиц с подложкой определяется не только контактной температурой и временем взаимодействия, но и скоростью частиц [1-5]. Увеличение скорости частиц приводит к уменьшению пористости покрытия. Одновременно благодаря росту ударного и напорного давлений увеличиваются адгезия и когезия покрытия. Структура покрытия нанесенного из мелких частиц, имеющих большую скорость, получается плотной и однородной. Прочность сцепления отдельных частиц и всего покрытия хорошо коррелируют.

Таким образом, увеличение скорости напыляемых частиц способствует ускорению и интенсификации физико-химических процессов в контакте, следовательно, повышению прочности, плотности и улучшению других характеристик покрытия. Существует предел скорости частиц, при напылении со скоростями ниже этого предела прочность сцепления покрытия резко снижается. Медленные частицы мало деформируются и почти не растекаются при ударе, в результате чего контактные процессы в зоне взаимодействия нарушаются [6, 7].

В реальных процессах скорость частиц достигает до десятков м/с и может легко и плавно регулироваться расходом плазмообразующего и транспортирующего газов. Таким образом, остается возможность дополнительной корректировки условий напыления изменением тока дуги и дистанции напыления. Однако следует отметить, что увеличение скорости частиц в струе плазмы вызовет то, что они будут недостаточно проплавлены. Поэтому необходимо повышать энергетику плазменной струи, что отрицательно сказывается на долговечности плазмотрона. К тому же, как указывалось, рост скорости приводит к уменьшению пористости и повышению адгезии, что важно для износостойких

покрытий, но для геттерных и других пористых покрытий уже неприемлемо (там необходима высокая пористость и адгезия). Следовательно, скорость частиц – это не универсальный параметр для управления важнейшими физико-механическими свойствами покрытий.

Необходимо также отметить следующее. В плазменной струе напыляемые частицы в зависимости от размера, плотности и формы приобретают различную скорость. Скорость частиц, даже если они имеют равные размеры и плотность, распределяется по пятну напыления неравномерно. Особенно сильно изменяется скорость мелких частиц, у которых на периферии пятна она может быть в 3-5 раз ниже, чем в центральной области. У более крупных частиц перепад скорости меньше. Частицы размером менее 100 мкм, по сравнению с более крупными, быстрее набирают скорость в струе плазмы, но быстрее ее теряют. Наибольшую скорость частицы имеют на расстоянии 40-60 мм от сопла плазматрона, в то время как оптимальные дистанции напыления находятся в диапазоне 90-120 мм. Таким образом, даже одинаковые частицы, движущиеся в плазменной струе от и на периферии, имеют разную скорость вследствие неодинаковых характеристик самой плазмы в этих зонах. Различие в скорости частиц, из которых формируется покрытие, вызывает, соответственно, неоднородности структуры и свойств напыленного покрытия.

Следовательно, изменением скорости частиц, движущихся в плазменной струе, также невозможно регулировать процесс формирования покрытия так, чтобы получалась равномерная строго заданная структура и адгезия.

Таким образом, анализ существующих возможных способов регулирования процесса плазменного напыления показывает, что все они позволяют получать только интегральную характеристику покрытий в заданном диапазоне или получать требуемые адгезионно-когезионные характеристики. Получение строго определенной структуры и морфологии покрытия, значительной пористости при высоких значениях адгезии покрытия путем воздействия непосредственно на процесс напыления весьма затруднительно, поскольку электротехнологические режимы разнонаправленно влияют на указанные параметры.

Данное обстоятельство обуславливает необходимость исследования и разработки новых концептуальных подходов к решению задач получения плазменных покрытий с прогнозируемыми свойствами.

Литература

1. Биосовместимые наноматериалы и композиционные покрытия на их основе для биомедицинской инженерии (обзор) / И.П. Гришина, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, А.В. Лясникова // Конструкции из композиционных материалов. 2013. – № 2 (130). – С. 22-27.

2. Лясникова А.В. Адаптивная система управления процессом плазменного напыления покрытий / А.В. Лясникова, В.М. Таран, О.А. Дударева // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2011. – № 1. – С. 152.

3. Мельникова И.П. Технология двойного применения: повышение функциональных характеристик листовых материалов, применяемых в свч-технике и имплантологии / Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2012. – Т. 2. № 2. – С. 108.

4. Лясникова А.В. Теоретическое обоснование формирования наноструктур в плазмонапыленном La-содержащем покрытии / А.В. Лясникова // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2009. – Т. 1. № 1 (37). – С. 74-78.

5. Мельникова И.П. Улучшение функциональных характеристик керамических композиций путем повышения равномерности их структуры / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Конструкции из композиционных материалов. 2013. – № 4 (132). – С. 19-25.

6. Разработка и исследование технологического процесса формирования покрытий медицинских имплантатов / В.М. Таран, А.В. Лясникова, И.В. Перинская, А.М. Беляков, О.А. Дударева // Современные проблемы биомедицинской инженерии: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. – Саратов, 2015. – С. 271-274.

7. Газоплазменное формирование композитных покрытий на основе гидроксиапатитных и титановых порошков / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, Н.В. Протасова А.В., Пивоваров, И.Н. Антонов // Конструкции из композиционных материалов. – 2012. – № 2. – С. 30-34.

ОСОБЕННОСТИ МОРФОЛОГИИ ЦИНКЗАМЕЩЕННЫХ ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТНЫХ ПОКРЫТИЙ

А.В. Лясникова, О.А. Дударева, О.А. Маркелова,
И.П. Гришина, М.В. Загибашев

Научный руководитель: д.т.н., доцент А.В. Лясникова

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

Одной из технологий придания плазмонапыленным покрытиям особых свойств является модификация исходных порошков перед плазменным напылением [1].

Авторами предлагается модифицировать исходные порошки трикальцийфосфата за счет введения в их структуру в процессе синтеза

частицы цинка для получения цинкзамещенного трикалийфосфата (Zn-ТКФ).

Выбор в качестве элемента для замещения частиц цинка связан с антимикробной активностью частиц цинка, которая в два раза превосходит активность серебросодержащих препаратов, что можно использовать в дентальной имплантологии и травматологии для предупреждения периимплантной инфекции [2].

Синтез порошка цинкзамещенного трикальцийфосфата был проведен в лаборатории кафедры ФМБИ СГТУ имени Гагарина Ю.А.

Плазменное напыление порошка производилось на установке УПН-28 (рис.1) по технологическим режимам, представленным в таблице.

Технологические режимы плазменного напыления Zn-ТКФ

Тип порошка	Ток дуги, А	Дистанция напыления, мм	Дисперсность порошка, мкм	Время напыления, с	Расход плазмообразующего газа (аргон), л/мин
Титан	350	до 150	100-150	5-7	20
Zn-ТКФ	300	до 50	до 90	10-12	20



Рис. 1. Установка плазменного напыления УПН-28 (внешний вид)

Покрытие отличается равномерностью, плотной структурой (рис. 2). Частицы представлены размером 40-60 мкм, которые собраны в агломераты частиц размерами до 150 мкм. Полученные данные позволяют судить о возможности формирования плазмонапыленного покрытия на основе Zn-ТКФ при следующих основных режимах напыления: ток дуги – 300 А; дисперсность порошка – до 90 мкм; дистанция напыления – до 50 мм.

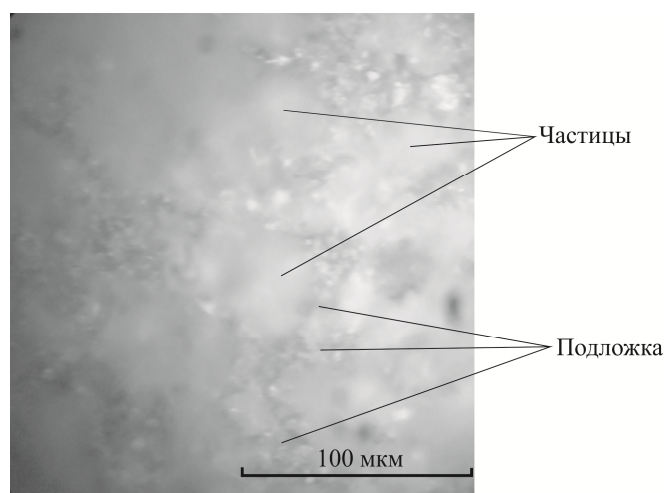


Рис. 2. Морфология Zn-ТКФ покрытий

Исследование выполнено при финансовой поддержке грантов РФФИ в рамках научных проектов № 15-03-02767 а, № 16-08-01250 а, № 16-33-60154 мол_а_дк и стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4.

Литература

1. Brushite-Forming Mg-, Zn- and Sr-Substituted Bone Cements for Clinical Applications / Sandra Pina, Jose M.F. Ferreira // Materials – 2010. – Vol. 3. – P. 519-535.
2. Synthesis and Structure Refinement of Zinc-Doped β -Tricalcium Phosphate Powders / Sanjeevi Kannan, Friedlinde Goetz-Neunhoeffner, Jurgen Neubauer, and Jose M.F. Ferreira // J. Am. Ceram. Soc. – 2009. – № 92 [7]. – P. 1592-1595.

ИССЛЕДОВАНИЕ ТРИБОТЕХНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК НАНОСТРУКТУРИРОВАННОГО ПОКРЫТИЯ Al_2O_3 С ПРОПИТКОЙ РАСТВОРОМ АМИНОСИЛАНА

Д.А. Шишкин, С.Я. Пичхидзе

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

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

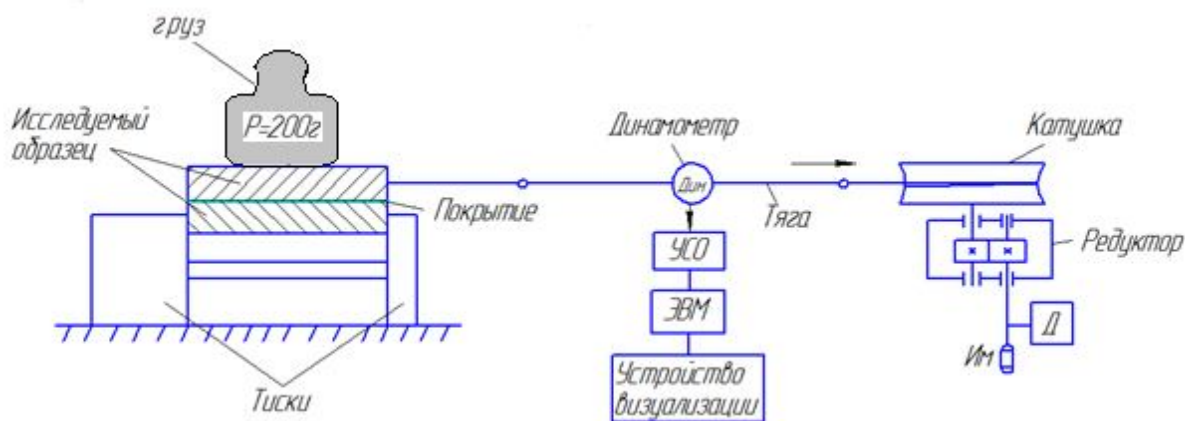
При эксплуатации эндопротезов продукты трения от трущихся элементов частей эндопротеза ввиду значительного коэффициента трения со временем скапливаются в организме человека [1...3]. Для снижения коэффициента трения было сформировано керамическое покрытие, которое пропитали аминосиланом.

Цель работы: исследовать и определить коэффициент трения образца с покрытием Al_2O_3 , пропитанного раствором аминсилана АГМ-9, и сравнить с образцом без покрытия.

Для проведения исследований были отобраны два вида образцов титана марки ВТ 1: 1) без покрытия, 2) с покрытием Al_2O_3 , нанесенного с помощью микродугового оксидирования. Покрытие наносилось в течение 30 мин при плотности тока 15 А/дм^2 в анодном режиме, использовался электролит-суспензия состава: 3 г/л NaOH и 5 г/л порошка Al_2O_3 . Средняя толщина покрытия 32,3 мкм; пористость 4%. Далее образец пропитали 5-7%-м раствором аминсилана в C_2H_5OH , предварительно промыв в УЗ ванне, и на конечном этапе запекли в печи при 150°C в течение 30 мин и при 200°C – 30 мин.

Толщина покрытия составляет 79,42 мкм; пористость 3 %.

В проведении исследований триботехнических характеристик использовалось оборудование Portable electronic scale ST600 (рисунок).



Структурно-функциональная схема установки для определения коэффициента трения

Установка для исследования коэффициента трения состоит из: тисков, в которые зажимают один образец, по которому будет скользить под действием привода второй образец с грузом, груз составляет 200г. Если исследуется образец без покрытия, то он протягивается по аналогичному образцу той же марки без покрытия, а когда исследуется образец с покрытием, то этот образец протягивается по образцу той же марки с покрытием. Динамометр прикреплен одной стороной к образцу с грузом, а другая к тяге, которая тянет за собой динамометр с образцом и грузом при этом динамометр измеряет силу, возникающую в следствии сопротивлению движения, т.е. силу трения. Результаты, полученные с динамометра, поступают на УС, а далее на ЭВМ, где информация обрабатывается и в итоге выводится на устройство визуализации результат о величине коэффициента трения (таблица).

Определение коэффициент трения проводилось по формуле

$$\mu = \frac{F}{g \cdot m}, \quad (1)$$

где F – Сила трения (измерение на динамометре), Н, g – ускорение свободного падения = $9,81 \text{ м/с}^2$, m – масса груза (200 г) + масса исследуемого образца (1 г), кг, $m = 0,201 \text{ кг}$.

Результаты исследований коэффициента трения

Материал образца	Тип покрытия (метод нанесения)	Метод обработки	Измерение с динамометра (F)	Коэффициент трения скольжения (μ)
ВТ 1	—	—	0,8	0,406
		Полировка	0,5	0,254
	МДО Al_2O_3 + силан	—	0,666	0,338
		Полировка	0,6	0,304

Вывод: в процессе исследований было выявлено, что образец имеющий покрытие Al_2O_3 +силан (неотполированный) обладает меньшим коэффициентом трения скольжения, чем неотполированный образец без покрытия, но после полировки образцов, то образец с покрытием имеет уже больший коэффициент трения скольжения, чем отполированный образец без покрытия.

Литература

1. Пат. РФ № 2346089 от 19.02.2007, С25D11/02. Способ обработки поверхности металлических дентальных имплантатов / Митрошин А. Н., Розен А. Е., Иванов П.В., Казанцев И. А., Кривенков А. О., Чугунов С. Н., Розен М. А., Розен В. В.
2. Пат. РФ № 2175956. Способ пропитки пористых изделий / И.Ю. Бурлов, А.Ю. Бурлов, В.П. Исаков. – 2001.
3. Трение, изнашивание и смазка: справочник: в 2 кн. – Кн. 1 / под ред. И.В. Крагельского, В.В. Алисина. – М.: Машиностроение, 1978. – 400 с.

ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ПОВЫШЕНИЯ НАДЕЖНОСТИ МЕТАЛЛОРЕЖУЩЕГО ИНСТРУМЕНТА

Е.С. Плешакова

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

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

Для современного производства характерно широкое применение легированных сталей и сплавов, а также других материалов с высокими прочностными характеристиками. При контакте с режущим инструментом данные материалы вызывают значительные знакопеременные нагрузки на его режущих кромках и высокую температурную напряженность в зоне резания. Это провоцирует интенсивное изнашивание инструмента и значительно сокращает период его стойкости.

Существуют многочисленные методы повышения эксплуатационной надежности инструмента: технологические, термические, химические и химико-термические, электрофизические, механические и термомеханические, но все они направлены на создание условий для того, чтобы инструмент в процессе резания, с одной стороны, мог выдерживать высокие нагрузки (силовые, тепловые, вибрационные), с другой – способствовал их уменьшению.

При выборе метода целесообразно учитывать его рентабельность, эффективность, экологическую чистоту. Подобным требованиям в наибольшей степени отвечают следующие методы: применение прогрессивных СОЖ; механическое упрочнение, в частности поверхностное пластическое деформирование (статистическое и динамическое); криогенная обработка традиционного инструмента в жидком азоте; использование перспективных инструментальных материалов: минералокерамики, керметов, кубического нитрида бора, синтетического и поликристаллического алмаза.

Однако с учетом того, что к настоящему времени возникли новые отрасли техники, развитие которых связано с применением разнообразных материалов, в том числе новых и труднообрабатываемых, наиболее перспективными являются методы, в основе которых лежит либо нанесение износостойких покрытий (одно- и многокомпонентных) на рабочую часть инструмента, либо ее наноструктурирование различными методами: электроискровым легированием, лазерным упрочнением, химико-термической обработкой, плазменным термоупрочнением, ионно-плазменным диффузионным внедрением, ионно-лучевой упрочняющей обработкой (рис. 1).



Рис. 1. Основные направления повышения надежности режущего инструмента

Анализируя представленные методы можно сказать, что применение покрытий, особенно высокопрочных, повышает износостойкость только при обработке конструкционных материалов. При обработке же специальных материалов, таких как титановые сплавы, стали со специфическими свойствами, высокопрочные чугуны, или при сложных условиях нагружения (знакопеременные нагрузки и прерывистое резание) стандартные покрытия не обеспечивают необходимого уровня защиты инструмента, прежде всего твердосплавного, поскольку кинетика его изнашивания в этих условиях неодинакова. Поэтому необходима разработка новых подходов к изготовлению самого инструментального материала с целью обеспечения условий для реализации различных механизмов упрочнения. В связи с этим заслуживают внимания методы, используемые в рамках второго направления, в частности, метод наноструктурирования рабочей части инструмента воздействием на нее низкотемпературной плазмой комбинированного разряда [1]. Основной технологической особенностью метода является первоначальный плавный нагрев и последующее резкое охлаждение инструмента, при этом плазма формируется непосредственно у обрабатываемой поверхности. Такой способ формирования разряда не только существенно отличает его от других известных способов, но и значительно упрощает конструкцию технологического оборудования, делая его недорогим и экономичным в эксплуатации, поскольку потребляемая мощность составляет менее 2 кВт, а время обработки в зависимости от вида, размера и материала обрабатываемого инструмента не превышает 20 минут.

Комплексные исследования свойств рабочей части инструмента различного целевого назначения из инструментальных сталей и твердого сплава, наноструктурированного воздействием низкотемпературной плазмы комбинированного разряда, а также стойкостные испытания, в том числе в условиях реального производства позволили зафиксировать существенное изменение параметров, характеризующих его эксплуатационную надежность, что определяет отличное от традиционного протекание процессов, связанных с изнашиванием.

Обычно в процессе резания имеет место размерный износ в радиальном направлении (истирание вершины), который сопровождается

ТЕРМОРЕГУЛИРУЮЩИЕ МОДУЛИ НА ОСНОВЕ АЦЕТАТА НАТРИЯ, МОДИФИЦИРОВАННОГО ГРАФЕНОМ, ДЛЯ ПОДШИПНИКОВЫХ УЗЛОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В МАШИНОСТРОЕНИИ

А.А. Попова

Научный руководитель: к.т.н., доцент А.В. Щегольков

Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов

Низкая надежность подшипников скольжения и качения в условиях повышенных температур и критических механических нагрузках связаны с термическим расширением составных компонентов и деструкцией смазки. Данная проблема влечет за собой длительные простои, аварии, затраты на ремонт. Из-за термические перегрузки выходят из строя от 20-40 % подшипниковых узлов, что приводит к экономическим издержкам для отдельного предприятия на сумму от 50 до 250 тыс. руб. [1].

Данная проблема характерна для машиностроительных отраслей, главной причиной ее возникновения является использования старого оборудования.

В настоящее время наблюдается быстрое и многократное усложнение машин, объединение их в крупные комплексы, уменьшение металлоемкости и повышение их силовой и электрической напряженности.

Для уменьшения энергетических затрат и, как следствие, повышения срока эксплуатации, возможно использовать в отрасли машиностроения, терморегуляторы на основе ацетата натрия, модифицированного графеном, с улучшенными теплофизическими характеристиками.

Экономическим эффектом для заказчика станет повышение надежности и, соответственно, сокращение простоев оборудования.

Проведённые экспериментальные исследования показали, что предлагаемое техническое решение, заключающееся в снабжении подшипникового элемента терморегулирующим модулем, является эффективным. В случае повышения температуры подшипникового узла в терморегуляторе происходит фазовый переход, обеспечивающий поглощение избыточного тепла [1].

Были проведены исследования, связанные с получением эффективного теплоаккумулирующего модуля для терморегулятора, который позволил эффективно поглощать избыточное тепло, и обеспечил необходимый температурный режим при пуске механического вращения в подшипниковом узле.

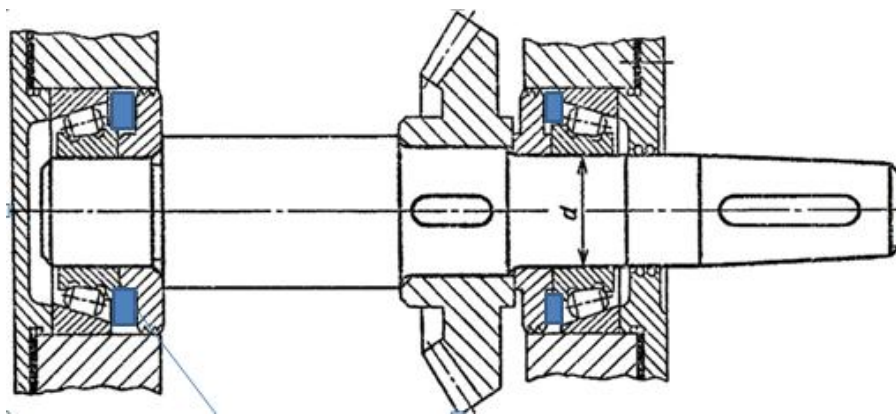
Стоит отметить, что в предлагаемой разработке присутствует оригинальная технология модификации ацетата натрия, которую сложно

скопировать, благодаря использованию в ней многостадийной технологии модифицирования материала графеноподобными структурами [2].

В технологическом процессе заказчика, после внедрения терморегулирующих модулей в подшипниковые узлы машиностроительного оборудования, будет повышена надежность и эффективность работы от 12% до 20% (рассчитано с применением теории надежности).

Пример расположения терморегулирующего модуля представлен на рисунке. Терморегулятор установлен на валу конического редуктора на конических роликоподшипниках.

Объем рынка из расхода на одно крупное предприятие области будет составлять 500 ед. подшипниковых узлов, которые можно модернизировать терморегулирующими модулями. Стоимость модернизации 500 тыс. руб.



Конический редуктор

В мире количество станков с подшипниковыми узлами возрастает на 5-8% ежегодно. Это позволяет сделать вывод о перспективности разрабатываемой технологии [2].

Литература

1. Попова, А.А. Тепловые аккумуляторы на основе ацетата натрия / А.А. Попова, А.Г. Милуков, А.В. Казанцев // Магистратура ТГТУ: сб. науч. ст. – Вып. 37. – Тамбов: Изд-во Першина Р.В., 2014. – С. 154-155.
2. Щегольков, А.В. Инновационная технология аккумуляирования тепловой энергии для теплиц на основе ацетатов натрия, модифицированных графеном / А.В. Щегольков, А.А. Попова, А.В. Щегольков. – Воронеж: ФГБОУ ВО «Воронежский ГАУ», 2015. – С. 249-256.

ПОЛИФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ НАНОКОМПОЗИТЫ НА ОСНОВЕ УЛЬТРАДИСПЕРСНЫХ УГЛЕРОДНЫХ МАТЕРИАЛОВ С ПОЛИЭТИЛЕНОМ В КАЧЕСТВЕ СВЯЗУЮЩЕГО

Г.М. Рафикова, А.А. Базунова

Научный руководитель: к.х.н., доцент М.В. Базунова

Башкирский государственный университет, г. Уфа

Для разрешения проблем охраны окружающей среды, в медицине, в процессах очистки и осушки углеводородных газов необходимыми являются эффективные сорбенты, а также полимерные наноккомпозиты, которые были получены на основе доступного сырья.

Для получения сорбентов, сочетающих и высокую сорбционную активность, и удобство в использовании, были рекомендованы формованные полимерные наноккомпозиты на основе смесей порошков активированного углеродного волокна (АУВ) (размеры частиц 5-50 мкм), нанодисперсного полиэтилена низкой плотности (ПЭНП) (размеры частиц 60-150 нм), активированного угля (АУ) и целлюлозы (ЦЗ) (размеры частиц менее 110 мкм).

Подборка компонентов разрабатываемых сорбентов определена следующими факторами:

1. Порошок ПЭНП (связующее), полученный методом высокотемпературного сдвигового измельчения (ВТСИ) [1, 2], обладает малым размером частиц [3], низкой температурой размягчения и достаточно высокой удельной поверхностью (до 2,2 м²/г). Эти свойства нанодисперсного порошка ПЭНП разрешают осуществлять формование исходных пресс-порошков при низких температурах, делают возможным равномерное распределение связующего в матрице, и придают получаемым сорбентам гидрофобность и механическую прочность.

2.. Целлюлоза обладает капиллярно-пористой структурой, благодаря которой хорошо известна своими сорбционными свойствами по отношению к полярным жидкостям, газам и парам.

3. Ультрадисперсные углеродные компоненты (порошок АУВ, АУ) благодаря их высокой удельной поверхности играют роль функционализирующей добавки.

В связи с этим **целью работы** стало получение формованных композиционных материалов с приемлемыми сорбционными свойствами.

Экспериментальная часть

Высокодисперсные порошки ПЭНП, ЦЗ и смесей ПЭНП/ЦЗ были получены методом высокотемпературного сдвигового измельчения в условиях одновременного воздействия высокого давления и сдвиговой

деформации в аппарате экструзионного типа с диаметром шнека 32 мм конструкции ИХФ РАН [1, 2].

Размеры частиц порошка ПЭНП, определены электронной микроскопией на приборе ЭМВ-100Л при электронно-оптическом увеличении 350000 с последующим оптическим увеличением снимка, находятся в пределах от 60 до 150 нм. Порошок АУВ получен размолом волокна на мельнице «Herzog HSM-SG» в течение 10 с. Размеры частиц порошка АУВ, определены на анализаторе размеров частиц «Shimadzu Salid – 7101».

Исходные смесевые пресс-порошки получены механическим смешением отдельных готовых порошков ПЭНП, АУВ, ЦЗ и активированного угля. Оптимальный массовый состав матрицы ПЭНП/ЦЗ в композиции - 20/30 мас.% с 50 мас.% содержанием углеродных материалов [3]. Формование композитов проведено термобарическим прессованием при давлении 127 кПа.

Измерение прочности таблеток проведено на автоматическом прочномере катализаторов ПК-1, производство СКБ НХА, Уфа 1989. Прочность образцов сорбентов находится в диапазоне 620-750 Н.

Адсорбционная емкость (А) образцов в статических условиях по сконденсированным парам воды, бензола, н-гептана и ацетона выявлена методом полного насыщения сорбента парами адсорбата в стандартных условиях при 20°C [4] и рассчитана по формуле: $A=m/(M \cdot d)$, где m - масса поглощённого бензола (ацетона, н-гептана), г; М – масса навески осушенного образца, г; d – плотность адсорбата, г/см³.

Во всех весовых методах при доверительной вероятности 0,95 и количестве повторных опытов 3 погрешность эксперимента не превосходит 5 %.

Обсуждение результатов

Для образцов сорбентов определены их величины статической ёмкости по парам бензола, указывающие на то, что сформованная смесь ПЭНП/АУВ/АУ состава 20/60/20 мас.% и ПЭНП/АУВ состава 20/80 мас.%, характеризующаяся сорбционной ёмкостью по парам бензола, равной 0,46 см³/г и 0,54 см³/г соответственно, что кардинально превышает ёмкость активированного угля (рис. 1). Высокие значения сорбционной ёмкости по парам бензола определены, скорее всего, слабоспецифическим взаимодействием π-электронной системы ароматического кольца с карбоциклическим углеродным скелетом АУВ [6].

Статическая ёмкость этих же сорбентов по парам гептана незначительно превосходит ёмкость активированного алканов. угля (рис. 2), по-видимому, это связано с низкой поляризуемостью молекул

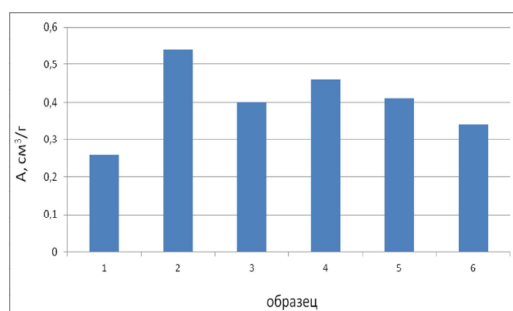


Рис. 1. Статическая емкость сорбентов А (см³/г) по парам бензола (20 °С):
 1 – нанодисперсный ПЭНП; 2 – сформованная смесь ПЭНП/АУВ состава 20/80 мас. %; 3 – сформованная смесь ПЭНП/АУВ /ЦЗ состава 20/60/20 мас. %;
 4 – сформованная смесь ПЭНП/АУВ /АУ состава 20/60/20 мас. %;
 5 – порошок АУВ; 6 – порошок АУ

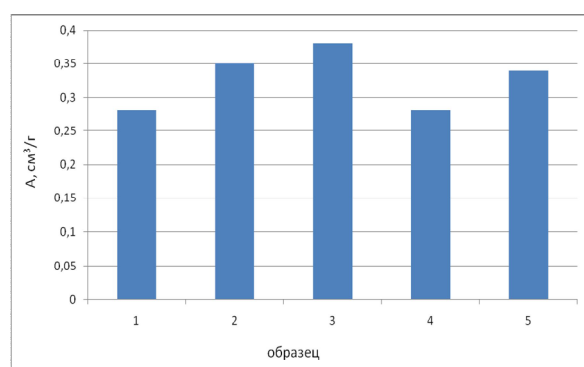


Рис. 2. Статическая емкость сорбентов А (см³/г) по парам н-гептана (20 °С):
 1 – нанодисперсный ПЭНП; 2 – сформованная смесь ПЭНП/АУВ /ЦЗ состава 20/60/20 мас. %; 3 – сформованная смесь ПЭНП/АУВ /АУ состава 20/60/20 мас. %;
 4 – порошок АУВ; 5 – порошок АУ

Статическая ёмкость полученных композитов по парам ацетона (рис. 3) уступает ёмкости углеродных сорбентов, в том числе и порошку АУВ. Это обстоятельство можно растолковать вкладом низкой ёмкости нанодисперсного ПЭНП (0,04 см³/г) в общую ёмкость композита.

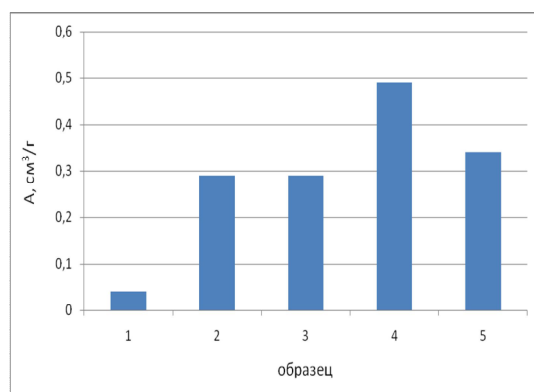


Рис. 3. Статическая емкость сорбентов А (см³/г) по парам ацетона. (20 °С):
 1 – нанодисперсный ПЭНП; 2 – сформованная смесь ПЭНП/АУВ /ЦЗ состава 20/60/20 мас. %; 3 – сформованная смесь ПЭНП/АУВ /АУ состава 20/60/20 мас. %;
 4 – порошок АУВ; 5 – порошок АУ

Скорее всего, та же причина является разъяснением низкой статической ёмкости формованных композитов ПЭНП/АУВ /АУ состава 20/60/20 мас. % и ПЭНП/АУВ состава 20/80 мас. % по парам воды (рис. 4).

Отсюда следует, что использование нанодисперсного ПЭНП как связующего сделало возможным получить формованные композиционные материалы с приемлемыми сорбционными свойствами. Изменение соотношения компонентов композиций на основе трехкомпонентных и четырёхкомпонентных смесей порошков ПЭНП, целлюлозы и углеродных материалов (АУВ, АУ) приводит к приобретению селективности сорбционных свойств по парам некоторых летучих жидкостей. Эти умозаключения приводят к тому, что предлагаемые композиты уместно применять при разделении и очистке газовых и паровых смесей различной природы.

Данные о белковосвязывающей активности позволяют предлагать полученные образцы для применения в качестве энтеросорбентов и для очистки сточных вод от токсикантов белковой природы.

Литература

1. Ениколопан Н.С., Фридман М.Л., Кармилов А.Ю., Ветшева А.С., Фридман Б.М. // Доклады АН СССР. – 1987. – Т. 296. – № 1. – С. 134-138.
2. Ахметханов Р.М., Минскер К.С., Заиков Г.Е. // Пластические массы. – 2006. – № 8. – С. 6-9.
3. Бабунова М.В., Бабаев М.С., Вильданова Р.Ф., Прочухан Ю.А., Колесов С.В., Ахметханов Р.М. // Вестник Башк. ун-та. – 2011. – Т. 16. – № 3. – С. 684-688.
4. Кельцев Н.В. Основы адсорбционной техники. – М.: Химия, 1984. – 592 с.

КЕРАМИЧЕСКИЙ НАНОКОМПОЗИТ С ПОВЫШЕННЫМИ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Е.С. Семанцова

Научный руководитель: д.т.н., профессор П.М. Плетнев

ООО «НЭВЗ-Н» г. Новосибирск

Наиболее распространенным матричным материалом, обладающим высокой твердостью и трибологическими характеристиками, является оксид алюминия в ромбоэдрической кристаллической решетке (α -Al₂O₃). В то же время низкие показатели вязкости разрушения и прочности на изгиб существенно ограничивают область практического использования данного типа керамики.

Частично стабилизированный диоксид циркония (ЧСДЦ) является перспективным материалом для использования в качестве дисперсных включений. Введение ЧСДЦ повышает сопротивляемость композиционного материала к распространению трещин и тем самым улучшает физическо-механические характеристики, в том числе трещиностойкость и прочность на изгиб [1]. При формировании трещины в частично стабилизированном диоксиде циркония тетрагональная фаза вокруг острия трещины испытывает полиморфное превращение в моноклинную модификацию [2], что, в свою очередь, приводит к увеличению объема частиц и эффекту «закрытия» трещины.

Основными причинами повышения физическо-механических характеристик композита являются крупность исходных частиц и равномерное распределение. Соотношение крупности оксидов циркония и алюминия находится в диапазоне 1:2 соответственно. Дополнительное повышение физическо-механических характеристик обеспечивается образованием пластелетных микроструктур, представляющих собой пластинчатые образования гексагональной модификации состава $\text{Me(II)Al}_{12-x}\text{Cr}_x\text{O}_{19}$, где Me – щелочноземельный металл, например Mg, Sr.

Наиболее оптимальный состав разрабатываемого композита [3,4]: Al_2O_3 , ZrO_2 , Y_2O_3 , Cr_2O_3 , SrO. Способ получения керамического композита оказывает существенное влияние на получаемые структурно-фазовые и физическо-механические свойства композита. Далее представлены этапы получения композита: синтез упрочняющих пластелетных микроструктур; смешивание компонентов в жидкой фазе; помол водной суспензии в бисерных мельницах; гранулирование пресс-порошка; изостатическое прессование образцов; предварительное спекание до плотности 96-98 %; горячее изостатическое прессование до плотности более 99 %.

За основу создания пластелетных структур был принят гексаалюминат стронция $\text{SrAl}_{12}\text{O}_{19}$. В качестве прекурсора был использован карбонат стронция. На рис. 1 приведены результаты РФА смеси карбоната стронция и оксида алюминия при разных температурах.

Из рис. 1 видно, что синтез начинается при температуре 1200 °С и заканчивается при 1300 °С. На рис. 2 приведены микрофотографии синтезированного алюмината стронция с разным содержанием оксида стронция (2 до 15 %), синтез осуществлялся из оксида алюминия и карбоната стронция при температуре 1400 °С в течение 2 часов.

Образцы керамического нанокompозита подготовлены по выше описанной схеме. В предварительно подготовленную алюмоциркониевую смесь были введены микродобавки оксид хрома и синтезированного алюмината стронция, с 15 %-м содержанием оксида стронция. Далее проводился помол подготовленной суспензии в бисерной мельнице в течение 2 часов. Пресс-порошок нанокompозита подготовлен методом

распылительной сушки на лабораторном электрическом распылительном сушиле при температуре 230°C.

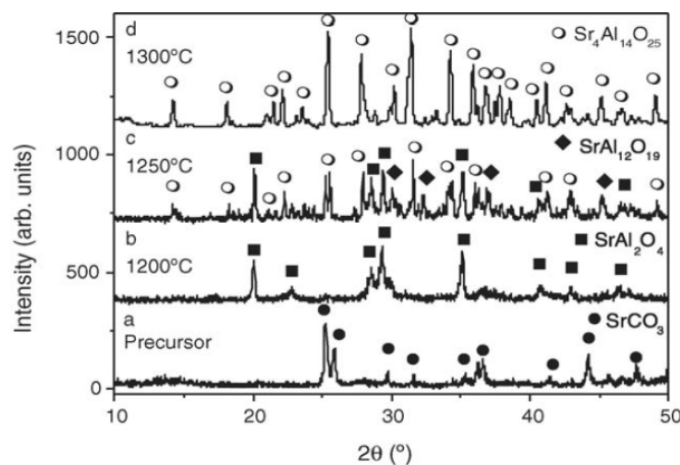


Рис. 1. Термо-РФА смеси карбоната стронция и оксида алюминия

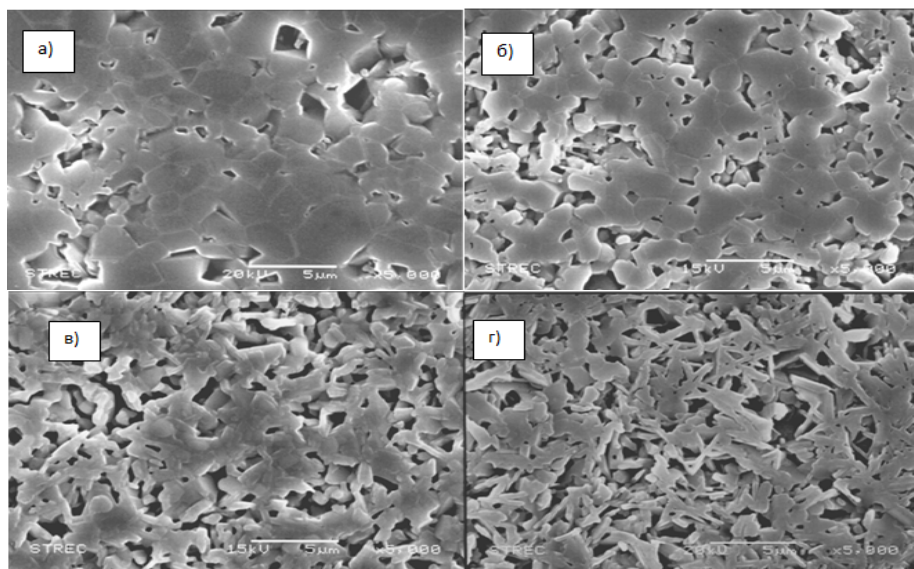


Рис. 2. Микрофотографии РЭМ плательных структур алюмината стронция с различным содержанием карбоната стронция в системе а) 2 %, б) 5 %, в) 10 %, г) 15 %

Полученный пресс-порошок прессовался в виде балочек 5×5×58 мм до сырой плотности 2,6-2,65 г/см³. Балочки обжигались в электрической печи при температуре 1500 °С в течение 8 часов до достижения плотности 4,26 г/см³. Дальнейшее уплотнение материала до плотности 4,38 г/см³ проводилось методом горячего изостатического прессования в среде инертного газа при давлении 100 МПа.

На рис. 3 представлена микрофотография РЭМ полученного керамического нанокompозита, где отдельно выделена плательная структура длиной порядка 5 мкм. Средний размер зерна нанокompозита 0,6-0,8 мкм при размерах зерна алюмооксидной матрицы 1-1,2 мкм и дисперсных включений ЧСДЦ 0,3-0,5 мкм.

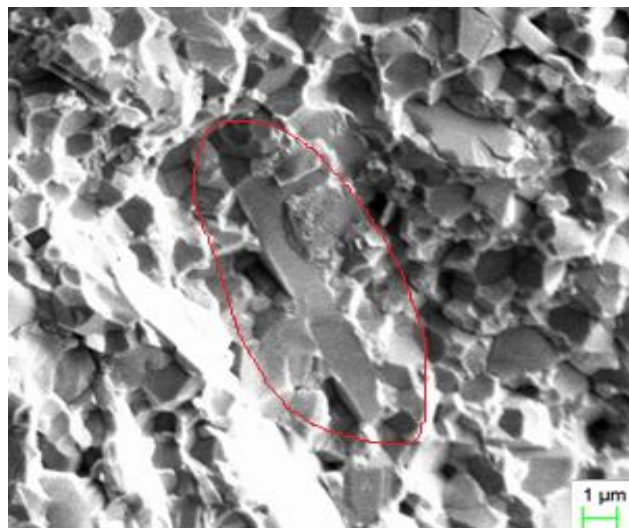


Рис. 3. Микрофотография РЭМ полученного алюмоциркониевого композита с предварительно введенными пластинами

Исследования физико-механических характеристик полученного нанокompозита проводились на универсальном измерительном комплексе Instron 3366 (Великобритания) согласно международному стандарту ISO 6474.

Физико-механические характеристики полученного композита:

- плотность относительно теоретической: 99,1%,
- предел прочности на 4-точечный изгиб: 800 ± 50 МПа,
- твердость по Виккерсу: 13,8 ГПа,
- трещиностойкость: не менее $6,1 \text{ МПа} \cdot \text{м}^{0,5}$.

Литература

1. Juan Peca Lypez, Alumina, Zirconia, and Other Non-oxide Inert Bioceramics. Bioceramics with Clinical Applications, First Edition. Edited by Magna Vallet-Regn., 153–173, 2014.
2. Акимов Г.Я., Маринин Г.А., Тимченко В.М. Влияние модификации тетрагональной фазы поверхностных слоев керамики на основе диоксида циркония на ее прочность // Физика твердого тела. – 2005. – Т. 47. – Вып. 11. – С. 1978-1980.
3. Wakily H., Mehrali M., and Metselaar H. S. C. Preparation of Homogeneous Dense Composite of Zirconia and Alumina (ZTA) using Colloidal Filtration // World Academy of Science. – Engineering and Technology. – 70. – 2010.
4. Aktiebolaget SKF. Zirconia-Alumina ceramic materials / Patent US 2012/0163744.

ЭЛЕКТРОПЛАЗМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ПРОИЗВОДСТВЕ ЭФФЕКТИВНЫХ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Н.В. Протасова, В.А. Гомон

Научный руководитель: к.т.н., доцент Н.В. Протасова

д.т.н., профессор В.Н. Лясников

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

Электроплазменные технологии находят широкое применение в производстве высокоэффективных внутрикостных имплантатов, ортопедии и травматологии [1-4].

Следует отметить, что в настоящее время широкое распространение получил принцип создания на поверхности имплантата многослойной системы покрытий из биосовместимых слоев с предварительной очисткой подложки и модификации ее поверхности. Это позволяет резко повысить биомеханические свойства внутрикостных имплантатов [5-8].

Хотя вопросы оптимизации технологии и оборудования, а также результаты исследования свойств плазменных покрытий в настоящее время и нашли отражение в литературе, однако они разрозненны и не систематизированы. При напылении любых покрытий необходимым требованием к ним является получение высоких адгезионно-когезионных свойств. Основой этого является создание условий, при которых происходит химическое взаимодействие в контакте соприкосновения напыляемых частиц с подложкой. В целом формирование адгезионнопрочных электроплазменных пористо-порошковых покрытий определяется рядом сложных взаимодействий напыляемых частиц с поверхностью подложки.

Надежное закрепление имплантата в костной ткани определяется структурой поверхностного слоя имплантата.

Оптимальным маршрутом при создании эффективных внутрикостных имплантатов был выбран следующий:

- формирование, из титана и его сплава основы имплантата способами штамповки, токарной, фрезерной, электроэрозионной и других видов обработки;

- подготовка поверхности имплантата под напыление пористого слоя методами очистки, пескоструйной и других способах обработки;

- электроплазменное напыление пористого слоя из титана или сплава Ti-6Al-4V;

- электроплазменное напыление биокерамического слоя из гидроксиапатита ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), биостекла (например, системы $\text{SiO}_2\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaO-Na}_2\text{O}$) или других биоактивных материалов;

- финишная обработка;
- контроль качества изделий и упаковка в тару.

Металлическая основа может быть получена несколькими методами в зависимости от формы имплантата. В случае его цилиндрической формы возможна механическая обработка исходного прутка путем точения, сверления.

Фрезерования, нарезная резьба. Основа пластинчатого имплантата может быть получена из исходного листа путем вырезки механическим или электрофизическим методом. Для более сложных по форме имплантатов целесообразно их получение литьем или прессованием из порошка.

Подготовка порошка для напыления заключается в проверке его дисперсности промывке в сушке при температуре 353-373 К в течение одного часа.

Подготовку поверхности имплантата под напыление производят путем предварительной очистки, пескоструйной обработки, отжига для снятия остаточных напряжений, обезжиривания в спирте, и иногда применяют травление.

В результате созданной технологии были получены внутрикостные имплантаты, обладающие следующими характеристиками:

- сквозная пористость покрытия 0,01 до 3мкм;
- крупные поры размером 150-200 мкм;
- общая пористость покрытия (5-60) %
- адгезия покрытий более 15 МПа.

Результаты клинических испытаний внутрикостных имплантатов с плазмонапыленными пористопорошковыми многослойными покрытиями показали высокую эффективность функционирования имплантатов.

Литература

1. Пат. на изобретение №2074674. Способ изготовления внутрикостных имплантатов / В.Н. Лясников, С.Г. Калганова, Л.А. Верещагина.
2. Пат. на изобретение №2146535. Способ изготовления внутрикостного стоматологического имплантата с плазмонапыленным многослойным биоактивным покрытием / В.Н. Лясников, Л.А. Верещагина, А.В. Лепилин, В.Б. Рыжков, 1998.
3. Электроплазменные покрытия в электронике, машиностроении в медицине / В.Н. Лясников, Н.В. Протасова, А.В. Лепилин. – Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2014.
4. Научные основы создания современных дентальных имплантатов с биоактивным покрытием / С.Г. Калганова, В.Н. Лясников // Новое в стоматологии. – 1999. – Т. 2. – С. 24.

5. Гидроаксиапатитовые покрытия и технология их получения плазменно-индукционными напылением / А.А. Фомин, А.Б. Штейнгауэр, В.Н. Лясников // Упрочняющие технологии и покрытия. – 2011. – № 6. – С 35-42

6. Биологические активные плазмонапыленные покрытия для имплантатов / В.Н. Лясников, Л.А. Верещагина // Перспективные материалы. – 1996. – № 6. – С. 50.

7. Исследование возможности повышения функциональных характеристик биосовместимых покрытий медицинских имплантатов за счет изменения морфологических частиц порошков перед электроплазменным напылением / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2010. – Т. 3. – № 1(46). – С. 68-76.

8. Биосовместимые наноматериалы и композиционные покрытия на их основе для биомедицинской инженерии (обзор) / И.П. Гришина, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, А.В. Лясникова // Конструкции из композиционных материалов. 2013. – № 2 (130). – С. 22-27.

СЛОЖНЫЕ КОЛЕБАНИЯ НЕЛИНЕЙНЫХ ПОЛОГИХ ОБОЛОЧЕК С УЧЕТОМ ТЕПЛОВЫХ НАГРУЗОК

Д.Е. Трифанов, А.А. Сопенко

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

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

Во многих отраслях современной промышленности большой интерес представляет использование тонкостенных конструкций в виде пологих оболочек с покрытием, нанесенным при помощи нанотехнологий. Такие покрытия могут обладать как теплоизолирующими, так и тепловыделяющими свойствами. В данной работе рассматриваются сложные колебания геометрически и физически нелинейной пологой прямоугольной в плане сферической оболочки под действием переменной во времени нагрузки при воздействии теплового удара. Приводимые для сравнения результаты численного решения задачи без учета тепловых нагрузок взяты из выпускной квалификационной работы студента ФТФ СГТУ имени Гагарина Ю.А. Сокерина И.О., выполненной в 2015 г. под руководством Сопенко А.А..

Система уравнений, полученная в смешанной форме в рамках модели Кирхгофа-Лява для пологой оболочки с учетом геометрической и физической нелинейностей, широко известна, укажем, например, на [1, 2]. Ниже данная система приводится в безразмерном виде:

$$\frac{h^2}{a^2} \Theta_{x_1 x_1} + \frac{h^2}{b^2} \Theta_{x_2 x_2} + \Theta_{x_3 x_3} = \dot{\Theta}$$

$$\frac{1}{12(1-\nu^2)} \nabla^4 w - L(w, F) - \nabla_k^2 F + \lambda^{-1} (M_T + \Delta_T M)_{x_1 x_1} + \lambda (M_T + \Delta_T M)_{x_2 x_2} -$$

$$- \lambda^{-1} (\Delta M_{11})_{x_1 x_1} - \lambda (\Delta M_{22})_{x_2 x_2} - 2 (\Delta M_{12})_{x_1 x_2} - q + \kappa (\ddot{w} + \varepsilon \dot{w}) = 0 \quad (1)$$

$$\nabla^4 F + (1-\nu) * (\lambda^{-1} (N_T + \Delta_T T)_{x_1 x_1} + \lambda (N_T + \Delta_T T)_{x_2 x_2}) + \nabla_k^2 w + \frac{1}{2} L(w, w) -$$

$$- \lambda^{-1} (\Delta T_{22} - \nu \Delta T_{11})_{x_1 x_1} - \lambda (\Delta T_{11} - \nu \Delta T_{22})_{x_2 x_2} + 2(1+\nu) (\Delta T_{12})_{x_1 x_2} = 0$$

где $\kappa = \frac{a^2 b^2 \rho}{E h^6}$.

Подробное описание обозначений приводится в [1,2], отметим только, что здесь F – функция усилий, w – прогиб в направлении, перпендикулярном срединной поверхности, слагаемые типа $\Delta M, \Delta T$ учитывают физическую нелинейность материала при использовании физических соотношений в форме Каудерера, θ – приращение температуры, a, b, h – размеры оболочки.

Рассматривалась оболочка, изготовленная из сплава АМц, $a = b$, $a/h = 100$. Безразмерные параметры кривизны $k_1 = k_2 = 24$. В начальный момент времени оболочка находится в покое. По контуру оболочка опирается на гибкие, нерастяжимые в касательной плоскости ребра:

$$w = \frac{\partial w}{\partial x_1} = 0, \quad \varepsilon_{22} = 0, \quad \frac{\partial \varepsilon_{22}}{\partial x_1} - \frac{\partial \varepsilon_{12}}{\partial x_2} = 0 \quad (2)$$

На оболочку на поверхности $z = -\frac{h}{2}$ воздействует равномерно распределенная нагрузка интенсивности $q = q_0 \sin \omega t$, где частота ω выбиралась близкой к собственной частоте колебаний конструкции.

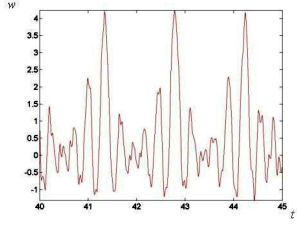
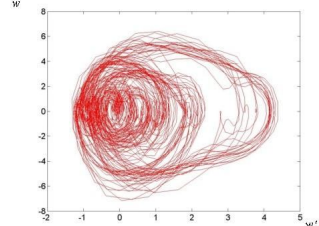
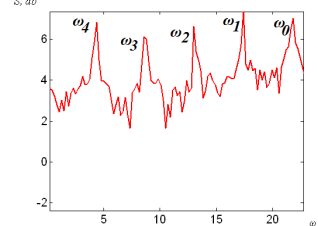
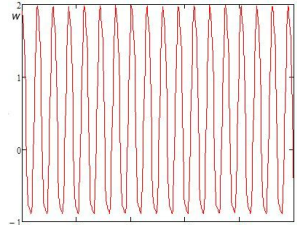
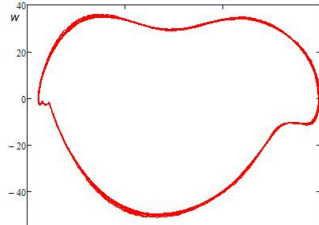
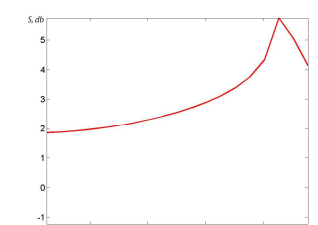
В качестве тепловой нагрузки рассматривался тепловой удар, действующий на поверхности оболочки $z = \frac{h}{2}$ или $z = -\frac{h}{2}$. Остальные поверхности оболочки считались теплоизолированными. Приведем только основные полученные результаты.

1. Для тонкой пологой оболочки практически не играло роли, на какой из указанных поверхностей наносился тепловой удар.

2. Воздействие теплового удара полностью меняло характер колебаний оболочки. Если без воздействия тепловой нагрузки переход от гармонических колебаний к хаотическим происходил с возникновением перемежаемых зон хаотических колебаний, то при воздействии теплового удара наблюдались гармонические колебания, зона квазипериодических колебаний, опять гармонические колебания и в итоге окончательный переход к хаотическим колебаниям. Так, в табл. 1 и 2 показаны

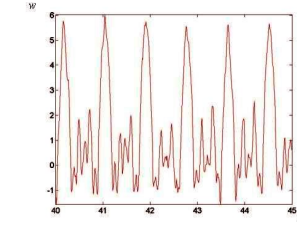
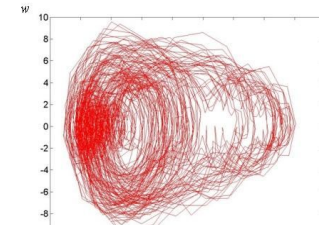
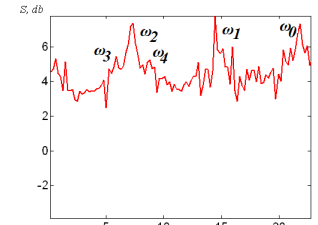
зависимости $w(t)$, $\dot{w}(w)$ – фазовый портрет – и спектр мощности для определенных нагрузок для физически нелинейной и линейной задачи соответственно. В физически линейной задаче без учета температуры при $q_0 = 80$ происходит переход к хаотическим колебаниям, а при воздействии теплового удара при той же нагрузке наблюдаются гармонические колебания.

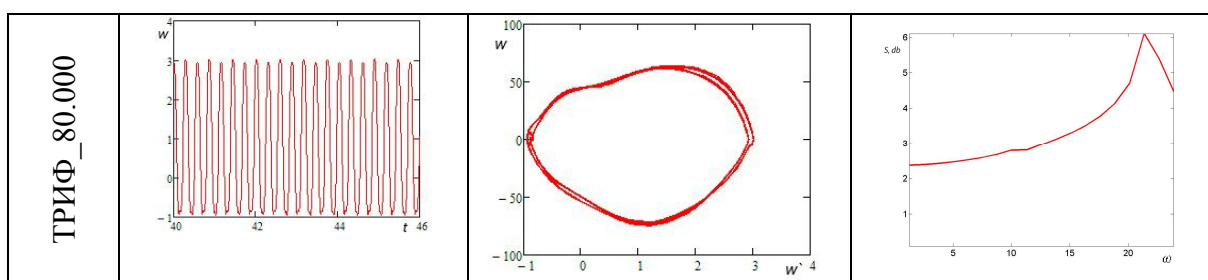
Таблица 1

q_0	Сигнал	Фазовый портрет	Спектр мощности
СОК_38.000			
ТРИФ_38.000			

3. В физически линейной задаче изменение мощности удара от $q_T = 2$ до $q_T = 10$ практически не влияло на форму колебаний. Физически нелинейная задача оказалась более чувствительной к значениям q_T .

Таблица 2

q_0	Сигнал	Фазовый портрет	Спектр мощности
СОК_80.000			



Литература

1. Крысько, В.А. Динамическая устойчивость геометрически и физически нелинейных пологих оболочек при учете связанности деформаций и температуры / В.А. Крысько, А.А. Сопенко // Прикл. Механика. – 1989. – 25. – № 11. – С. 49-54.
2. Крысько, В.А. Сложные колебания геометрически и физически нелинейных пологих оболочек на прямоугольном плане / В.А. Крысько, А.А. Сопенко, Е.В. Салий // Известия вузов. Прикладная нелинейная динамика. – 2002. – 10. – № 1-2. – С. 92-103.

СИСТЕМА ДОСТАВКИ ЛИПОЕВОЙ КИСЛОТЫ НА ОСНОВЕ КОМПОЗИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ СОПОЛИМЕРОВ МОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ

С.А. Кедик, В.В.Суслов, Г.Н. Трубицын, М.Ю. Сёмкин, Е.А. Шняк
Научные руководители: д.т.н. профессор С.А. Кедик,
к.х.н. В.В. Суслов

ЗАО «Институт Фармацевтических Технологий», г. Москва

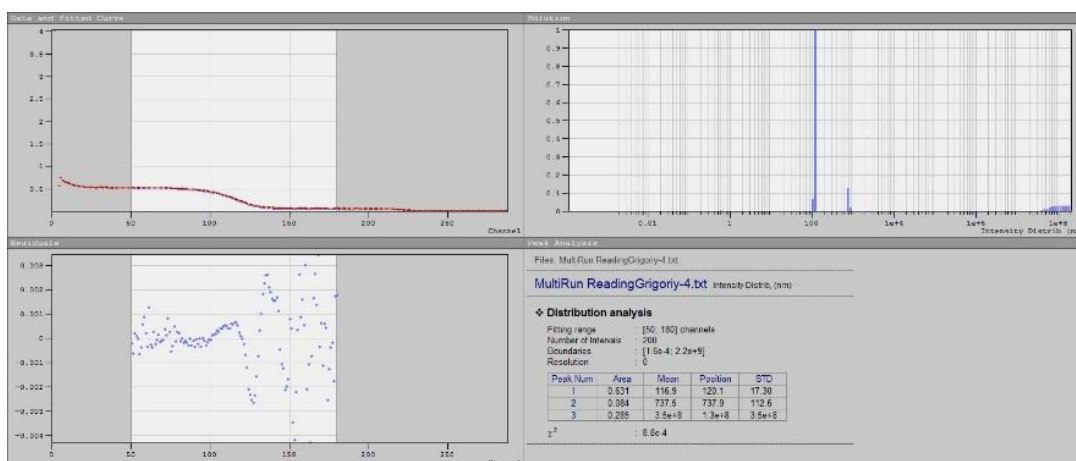
За счет колоссального, за последние десятилетия, прогресса в области синтетической органической химии биологически активных веществ (БАВ), огромными темпами растет и количество соединений труднорастворимых в физиологических жидкостях организма человека. Это, в свою очередь, ведет к существенному снижению биологической доступности данных соединений. С целью решения этой проблемы разрабатываются специализированные системы доставки труднорастворимых БАВ как для парентерального, так и для перорального введения. Также существует проблема доставки труднорастворимых БАВ и для препаратов наружного применения, в частности офтальмологических препаратов. При разработке лекарственных форм труднорастворимых БАВ для применения в офтальмологии важную роль играет размер частиц, так как именно он обуславливает скорость проникновения данных частиц с БАВ через роговицу глаза. Скорость проникновения же, в свою очередь, важна тем, что препарат, вводимый в виде глазных капель, будет доставлен

до «мишени» быстрее, чем будет смыв слёзной жидкостью и механически удален веком.

Лекарственные препараты на основе различных антиоксидантов нашли широкое применение для профилактики и терапии заболеваний глаз. Например, в нашей стране получили широкое распространение глазные капли на основе эмоксипина^[1]. В мире ведутся работы по применению дисульфирама, в качестве вещества связывающего свободные радикалы^[2,3]. Совсем недавно начаты клинические исследования препарат EV06 на основе холинового эфира липоевой кислоты, действие которого направлено на биохимическую причину развития пресбиопии, связанную, как полагают, с повышенным образованием дисульфидных связей между белками хрусталика. EV06 должен увеличить эластичность хрусталика путем разрыва этих связей, что позволит хрусталику аккомодировать для фокусирования на близко расположенных объектах. Применение холинового эфира, который в тканях глаза распадается на липоевую кислоту и холин обусловлено низкой растворимостью свободной кислоты, что затрудняет ее использование в офтальмологических препаратах^[4,5].

В данной работе мы представляем новую композитную систему доставки липоевой на основе композитных наночастиц сополимера молочной и гликолевой кислоты Resomer® RG 755S Evonik Industries (Германия) с добавлением ранее синтезированного нами метокси полиэтиленгликоль-полилактид (мПЭГ-ПЛА)[6], позволяющего получить более стабильные суспензии. Для получения наночастиц с узким распределением по размерам нами был применен специально разработанный «матричный метод», который состоит в том, что частицы на основе ПЭГ-ПЛА/ПЛА содержащие липоевую кислоту, высвобождаются из силиконовой матрицы, полученной при частично гидролизе тетраэтоксисилана в присутствии органических кислот. Частицы, получаемые при этом, однородны по размеру, так как матрица имеет однородную по всему объему пористость.

Размер композитных частиц липоевой кислоты



На основе данной композитной системы была приготовлена жидкая лекарственная форма липоевой кислоты со средним размером частиц ≈ 100 нм (таблица) и концентрацией по действующему веществу 0,8 мг/мл (ВЭЖХ). Экспериментальные образцы были заложены на хранение для изучения стабильности.

Литература

1. Эмоксипин. http://www.rlsnet.ru/tn_index_id_5490.htm
2. Dumayev K.M., Voronina T.A., Smirnov L.D. Antioxidants in the prophylaxis and therapy of CNS pathologies. – Moscow, 1995.
3. A nanoparticle formulation of disulfiram prolongs corneal residence time of the drug and reduces intraocular pressure / Noriaki Nagai, Chiaki Yoshioka, Yu Mano, Wataru Tnabe, Yoshimasa Ito, Norio Okamoto, Yoshikazu Shimomura // *Experimental Eye Research* 132 (2015) 115-123.
4. Preparation and *in vivo* Ocular Absorption Studies of Disulfiram Solid Dispersion / Yoshimasa Ito, Hong Cai, Motome Terao, Ryohei Hori, Tomohiro Nabekura // *Biol. Pharm. Bull.* 23 (5) 616-620 (2000).
4. A Study to Evaluate the Safety and Efficacy of EV06 Ophthalmic Solution in Improving Vision in Subjects with Presbyopia <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT02516306>
5. Мицеллярные системы доставки лекарственных средств на основе мПЭГ-ПЛА сополимеров и метод их идентификации / Г.Н. Трубицын, К. Ди Томмасо, Р. Гурни, С.А. Кедик, М. Мёллер, В.В. Суслов // *BioTech.* – М., 2000.

КОМПЬЮТЕРНАЯ ПРОГРАММА ДЛЯ РАСЧЕТА ВРЕМЕНИ ЗАПОЛНЕНИЯ ПОР ПОКРЫТИЯ ЖИДКИМ ВЕЩЕСТВОМ

Д.А. Кудрявцев, М.В. Загибашев

Научный руководитель: ассистент О.А. Маркелова

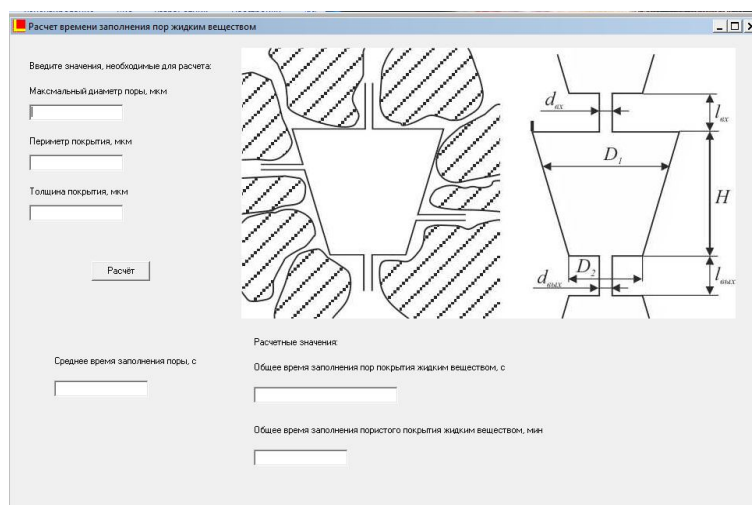
к.т.н., доцент И.П. Гришина

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

В настоящее время получила распространение технология плазменного напыления для создания пористых покрытий широкого спектра применения [1-3].

Плазмонапыленное покрытие характеризуется различной пористостью и микрорельефом поверхности в зависимости от режимов плазменного напыления: тока дуги, дисперсности напыляемого порошка, дистанции напыления [1].

На основе построенных математических моделей [4, 5] была написана компьютерная программа для расчета времени заполнения пор покрытием жидким веществом (рисунок).



Скрин-шот программы для расчета времени
заполнения покрытия жидким веществом

Алгоритм работы программы следующий: оператор вводит значение максимального диаметра пор покрытия, толщину покрытия и плотность вводимого лекарственного вещества. Основываясь на полученной информации, программа генерирует случайные значения радиусов макро-, микропор и наноканалов, составляющих плазмонапыленное покрытие, а так же значения, необходимые для математически расчетов поведения жидкого вещества в пористых покрытиях. Далее производится расчет скорости введения жидкости из поры по наноканалам и скорости выхода жидкости из поры, по разработанным математическим моделям. В результате работы программы на экран выводится информации о времени заполнения жидким веществом пористых покрытий.

Автоматизация процессов плазменного напыления является неотъемлемой частью модернизации технологических процессов [6, 7]. Полученная компьютерная программа позволяет значительно ускорить процесс изготовления покрытий и создавать покрытия обладающие определенными характеристиками, путем автоматического определения необходимых режимов.

Литература

1. 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 (129). - С. 31-36.

2. Mel'nikova I.P. Physical bases of formation of nanostructured biocompatible coatings on medical implants / I.P. Mel'nikova, A.V. Lyasnikova, V.N. Lyasnikov // Russian Physics Journal. 2014. – Т. 56. № 10. – С. 1190-1197.

3. Улучшение функциональных характеристик биосовместимых плазмонапыленных покрытий медицинских имплантатов путем повышения равномерности их пористой и стабилизации кристаллической структур / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Биотехносфера. – 2013. – № 5-6. – С. 56.

4. Математическое моделирование процесса импрегнации пористых покрытий эндопротезов / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, О.А. Дударева, И.П. Гришина // Ученые записки Тамбовского отделения РoСМУ. – 2014. – № 2. – С. 275-279.

5. Физико-математическое моделирование процесса формирования нанопористой структуры плазмонапыленных покрытий / В.М. Таран, А.В. Лясникова, Н.В. Протасова, О.А. Дударева // Нанотехника. – 2012. – № 1. – С. 55-58.

6. Разработка автоматизированного комплекса для адаптивного проектирования и управления плазменным процессом получения пористых покрытий / В.М. Таран, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников, О.А. Дударева, О.А. Маркелова // Вопросы электротехнологии. – 2014. – № 1 (2). – С. 104-113.

7. Автоматизация процесса плазменного напыления порошковых покрытий на изделия машиностроительного производства / В.М. Таран, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, О.А. Дударева // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2014. – Т. 4. № 1 (77). – С. 107-111.

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗА ПЯСТНО-ФАЛАНГОВОГО СУСТАВА

Т.С. Дубинина

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

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

При лечении деформаций пястно-фаланговых суставов наиболее эффективным оказалось эндопротезирование. При ревматоидном артрите хирургическое лечение деформаций суставов продолжает оставаться актуальным; до 95 % пациентов, страдающих ревматоидным артритом,

имеют поражение пястно-фаланговых суставов, которое в 100% случаев приводит к ухудшению функции пальца.

Модернизированный эндопротез представлен рис. 1.

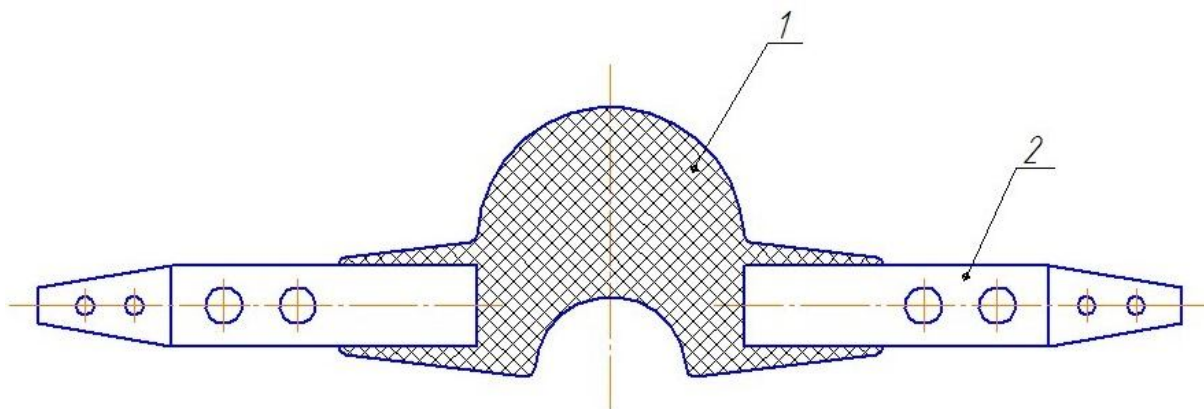


Рис. 1. Модернизированный эндопротез:

1 – эластичного материала; 2 – внутрикостные фиксаторы (штифты)

Для увеличения площади контакта с костной тканью в имплантате выполняются сквозные отверстия.

Разработанная конструкция пястно-фалангового эндопротеза представлена на чертежах (рис. 2, 3).

Взаимодействие металла и полиэтилена в суставных протезах применяют полиэтилен с особыми свойствами. И прежде всего с особыми свойствами поверхности: минимальное трение, максимальная устойчивость к разрушению. Структуру полиэтилена специально усиливают. Материал с усиленной структурой называют ХУНМВРЕ (cross-linked UHMWPE), то есть поперечно протянутые нити высокомолекулярного полиэтилена.

Для того чтобы продольно вытянутые молекулярные нити переориентировать во взаимно поперечных направлениях, высокомолекулярный полиэтилен подвергают электромагнитной или нуклеарной «ковке» (обрабатывают гамма-лучами или бета-частицами).

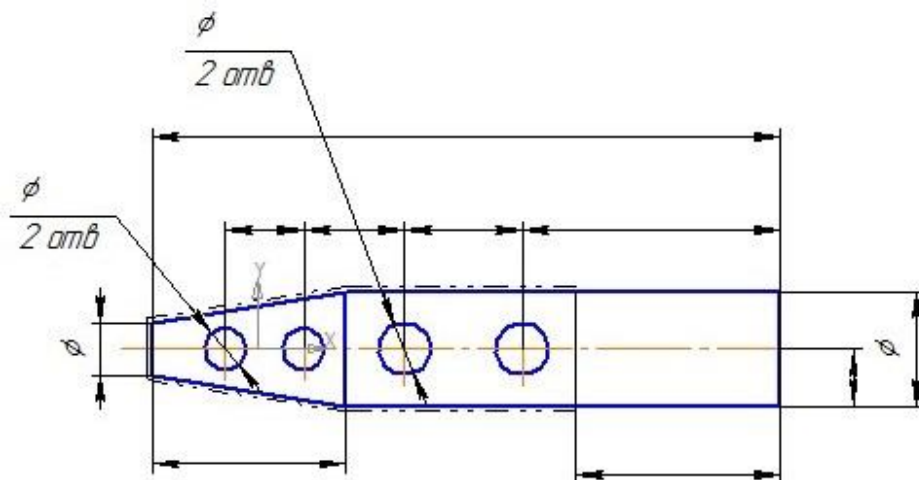


Рис. 2. Разработка конструкции штифта

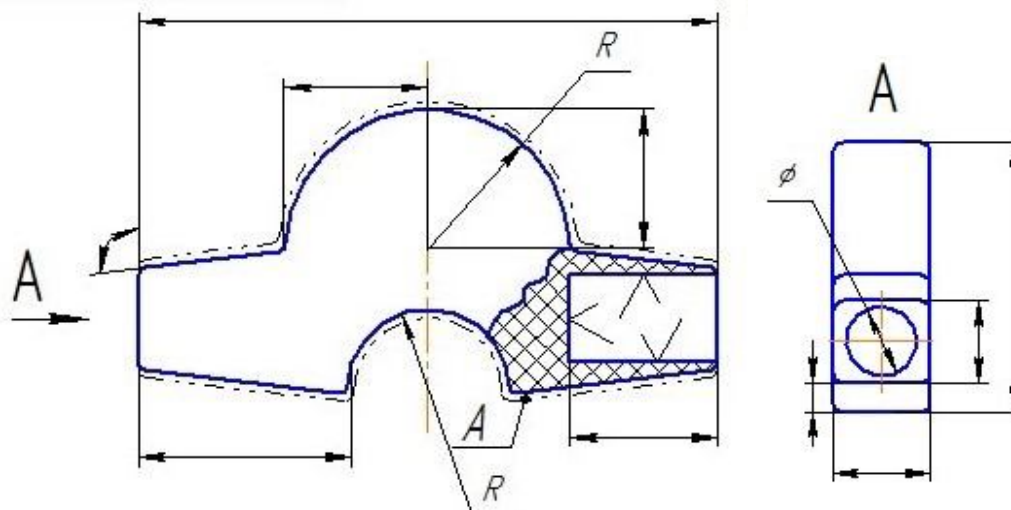


Рис. 3. Разработка конструкции эластичного материала

Данная методика позволяет значительно уменьшать натирание или травмы культи, а также полностью контролировать искусственную конечность. Такие протезы ног в местах выхода из костной ткани покрываются специальным материалом, который не только имитирует наличие тканей, но и прекрасно защищает от попадания различных инфекций [1-3].

Литература

1. Melnikova I., Lyasnikova A., Lyasnikov V. Improving the quality of biocompatible plasma-sprayed intraosseous implant coating / // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2013. – Т. 2. – № 5 (62). – С. 42-46.
2. Конструирование, производство и применение внутрикостных стоматологических имплантатов / Н.В. Бекренев, Н.В. Протасова, И.В. Родионов, А.В. Лясникова // Саратовский государственный технический университет имени Гагарина Ю.А.. Саратов, 2003. – Т. 1. – С. 102-105.
3. Лясникова А.В., Серянов Ю.В. Внутрикостные имплантаты в медицинской практике: учеб. пособие для студентов специальности 190500 / М-во образования и науки Рос. Федерации, Федер. агентство по образованию, Сарат. гос. техн. ун-т. – Саратов, 2005. – 200 с.

СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ЗАГРЯЗНЕНИЙ ГОРОДСКОГО ВОЗДУХА НАНОЧАСТИЦАМИ

В.А. Тюрин

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

Рязанский государственный радиотехнический университет, г. Рязань

Угроза наноинтоксикации в настоящее время является одной из главных проблем человечества. С каждым годом в крупных городах появляется все больше и больше автотранспорта, строятся различные предприятия, которые выбрасывают в атмосферу различные наночастицы, попадающие в дыхательные пути человека. Такие наночастицы образуются в результате бурного увеличения числа автотранспорта, особенно автомобилей, работающих на дизельном виде топлива. Ежегодно ученые проводят множество различных исследований, которые выявляют неблагоприятные последствия для здоровья человека [1].

Особенностями наночастиц являются их токсичность, высокая концентрация, быстрое распространение в воздухе, такие частицы, попадая в организм человека, сопровождаются вызывают тяжелые последствия для человека. При вдыхании частицы попадают в дыхательные пути, оседают в носоглотке, вследствие чего человек получает отравление организма, которое может сопровождаться головокружениями, тошнотой, потерями сознания, заболеваниями почек, туберкулезом, заболеванием мочевыделительных путей и другими негативными признаками [2].

Опасность наночастиц заключается в том, что слизистая человека защищена от попадания в организм только крупных частиц. Мелкие частицы, в частности имеющие наноразмер, без труда попадают в организм. Это и обуславливает тот факт, что наночастицы оказывают более сильное влияние на организм человека, чем крупные частицы [3].

Поэтому актуальной является задача контроля распространения наночастиц в городском воздухе, в том числе и предоставления в текущий момент информации населению города о загрязнении тех или иных районов наночастицами, повышении их концентраций в воздухе. Имея такую информацию, каждый житель сможет принять профилактические меры или по возможности уменьшит время нахождения в загрязненном районе.

Для того чтобы каждый пользователь мог оперативно получать информацию о загрязнении необходимо, чтобы такая информация отображалась на их смартфонах, например, в специальном приложении.

Целью работы является разработка системы мониторинга содержания наночастиц в городском воздухе различных районов города с передачей информации о загрязнении на смартфоны пользователей.

На рис. 1 изображена структура разрабатываемой системы мониторинга.

Датчики наночастиц крепятся на зданиях города, производя анализ пробы воздуха. Полученные данные будут фиксировать дату, время забора воздуха, уровень наночастиц в воздухе на тот или иной период времени. Также они будут измерять размеры частиц и их количество, находящееся в воздухе. Все датчики будут иметь привязку к местности и передавать информацию о своем местоположении через систему ГЛОНАСС.

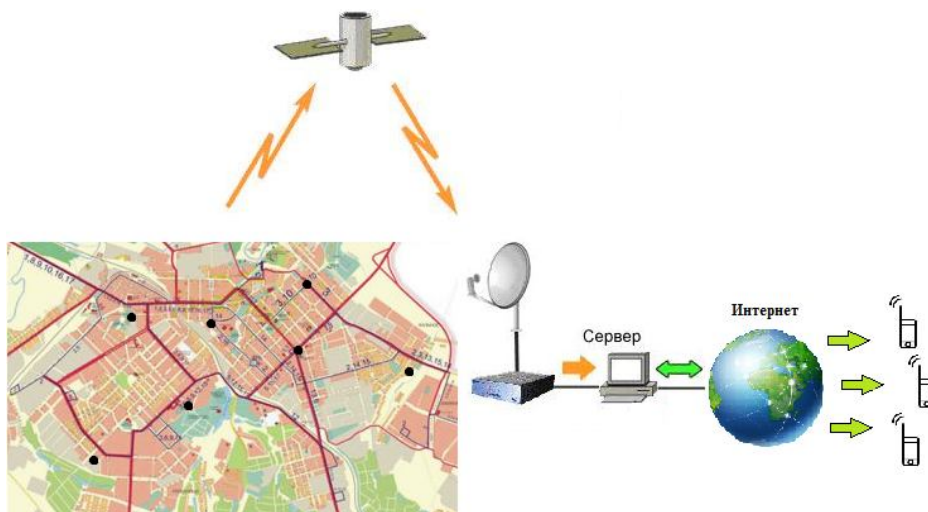


Рис. 1. Структура разрабатываемой системы мониторинга

Показания, измеряемые таким прибором, будут передаваться на сервер со всех районов города, тем самым обеспечивая полную картину обстановки в городе. Можно будет построить целую карту, на которой будут отображаться уровни загрязнения в городе.

Система может работать в автономном режиме, собирая информацию на сервере, а также осуществлять прогноз полученной информации. Одним из главных преимуществ данной системы является то, что информация передается на мобильное приложение, тем самым пользователи могут оперативно просматривать нужную информацию в любом удобном месте, например в метро или на прогулке.

Разрабатываемое мобильное приложение для мониторинга

Полученная информация и ее прогноз могут считываться с сервера разрабатываемым мобильным приложением и отображать ее на экране. Разрабатываемое приложение имеет карту города, на которой показывается местоположение пользователя и концентрации наночастиц в различных точках города. Вид такого мобильного приложения представлен на рис. 2.

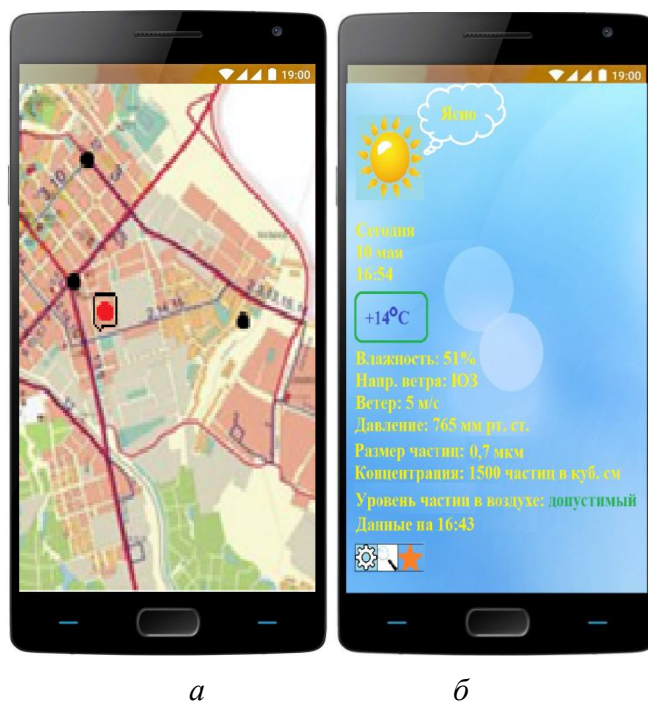


Рис. 2. Вид мобильного приложения для мониторинга загрязнения наночастицами

После определения местоположения пользователя полученная информация будет выводиться на экран смартфона. Автоматически выводится прогноз погоды, температура на период сканирования данных. Также имеется показатель влажности воздуха, направления и скорости ветра, атмосферного давления, необходимые для прогнозирования распространения наночастиц в воздухе в данных метеоусловиях.

Самая главная информация выдаваемая данным приложением - это показатель размерности наночастиц в микромикронах и их концентрация на куб. см. В нижней части экрана зеленым цветом показан уровень частиц в воздухе, этот показатель означает, насколько безопасно находиться человеку в том или ином месте города.

Таким образом, предложено современное приложение мониторинга загрязнений воздуха наночастицами. Мониторинг позволяет оценить воздействие, оказываемое наночастицами на здоровье человека. На сегодняшний день таких приложений нет, данный продукт является новым в данной отрасли. Данная программа предусмотрена в качестве рекомендаций пользователю, ведь каждый человек сам вправе решать для себя насколько важно ему здоровье и окружающий его воздух.

Литература

1. Электронный ресурс – www.site-zdorovie.ru (дата просмотра 10.05.2016).
2. Национальный стандарт Российской Федерации. ГОСТ Р 54597-2011/ISO/TR 27628:2007 Ультрадисперсные аэрозоли, аэрозоли наночастиц и наноструктурированных частиц. Определение характеристик и оценка воздействия при вдыхании / Стандартинформ. – М, 2012. – С. 7-22.

3. . Исследование содержания аэрозольных наночастиц в воздухе рабочей зоны нанотехнологического производства и оценка воздействия наноматериала на бактерии на примере углеродного наноматериала «Таунит», г. Тамбов / А.А. Гусев, В.В. Родаев, И.А. Васюкова, А.Г. Ткачев, О.В. Захарова, А.В. Зрютина // Вестник ТГУ. – 2013. – Т. 18. – Вып. 1. – С. 299-303.

ОЧИСТКА ПОВЕРХНОСТЕЙ ТВЕРДЫХ ТЕЛ ОТ ОРГАНИЧЕСКИХ ЗАГРЯЗНЕНИЙ В ГАЗОВОМ РАЗРЯДЕ

Ю.А. Скрипкина

Научный руководитель: к.т.н., доцент И.П. Гришина

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

Известно, что нагрев органических веществ приводит к их разложению на элементарные составляющие или соединению в крупные молекулы. Для того чтобы провести очистку поверхности от органических загрязнений, нужно удалить их с обрабатываемой зоны путем разложения на элементарные газовые составляющие.

Процесс разложения органических загрязнений наиболее интенсивно происходит при реакции пиролиза, а полимеризация не способствует очистке, так как пленки, образующиеся в результате этой реакции, удалять очень трудно.

Таким образом, для очистки изделий от органических веществ необходимо обеспечить на их поверхностях условия, благоприятные для протекания реакции пиролиза, и исключить реакцию полимеризации. Для протекания реакции пиролиза необходимы высокая температура и низкое давление.

Механизм плазмохимических реакций отличается от механизма термического возбуждения реакций. Взаимодействие между молекулами заменяется взаимодействием атомов, радикалов, ионов с молекулами и друг и другом. Продолжительность реакций составляет 10^{-3} - 10^{-6} с. В зависимости от условий протекания плазмохимические реакции делятся на квазиравновесные и неравновесные.

Первые из них характеризуются тем, что энергия активации ($E_{\text{акт}}$) превышает среднюю энергию поступательного движения частиц (kT). Для неравновесных процессов неприменимы понятия активированного комплекса, уравнения Аррениуса и соотношения, основанные на представлениях равновесной статической механики и термодинамики. Так как плазмохимические реакции, протекающие в дуговом и тлеющем разрядах при давлениях ниже 1330 Па относятся к неравновесным,

основные условия удаления органических загрязнений с поверхности твердого тела, как правило, определяются экспериментальным путем.

В работе исследована возможность применения тлеющего разряда для очистки деталей электронных приборов. Очистка выполнялась в атмосфере разреженного воздуха при давлении 1-10 Па. На качество очистки оказывает влияние материал детали и её конфигурация. Предложенный метод был использован для удаления загрязнений на стадии финишной очистки [1, 2].

Известен метод очистки тлеющим разрядом в инертных газах с плотностью тока 5-100 мА/см при давлении газа 133-13300 Па. Метод основан на разрушении молекул загрязнений под действием ударов положительных ионов в частичной эрозии материала детали.

Автором работы предложен способ очистки электровакуумного прибора путем возбуждения в нем высокочастотного разряда 50 кГц -100 МГц, модулированного по амплитуде и частоте и одновременного воздействия ультразвуковой энергии.

Таким образом, основными параметрами очистки деталей в тлеющем разряде являются: давление рабочего газа, род и плотность тока разряда, напряжение и полярность разряда. Важное значение имеет также форма и материал электрода. В качестве рабочих газов чаще всего используются инертные газы, однако находят применение воздух, водород и др. Очистка может проводиться на постоянном токе и переменном высокочастотном. Давление рабочего газа варьируется в широких пределах – от 1 до 13300 Па.

В тлеющем разряде эрозия катода известна как катодное распыление. В результате бомбардировки катода положительными ионами проявляются процессы эмиссии атомов с поверхности катода, и происходит ее разрушение. Это явление широко используется как для напыления тонких пленок, так и для очистки поверхностей от загрязнений. Для количественной характеристики катодного распыления используется коэффициент катодного распыления, который зависит от рода и давления газа, энергии ионов и угла их падения, физико-химических свойств обрабатываемых материалов и т.д. и может меняться в пределах 10^{-5} - 10^2 атом/ион.

Для очистки поверхности необходимо повышать количество ионов и коэффициент распыления, понижать давление остаточных газов и коэффициент прилипания. В то же время понижение давления остаточных газов приводит к уменьшению количества ионов. Таким образом, при обработке деталей тлеющим разрядом в режиме катодного распыления необходимо выбирать оптимальное значение рабочего газа [3-4].

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-33-60154 мол_а_дк и стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-289.2015.4.

Литература

1. Исследование влияния активации поверхности основы дуговым разрядом в процессе напыления на адгезионно-когезионные характеристики плазменного покрытия / Н.В. Протасова, И.П. Гришина, В.М. Таран, А.В. Лясникова // Вестник Саратовского государственного технического университета. – 2012. – Т. 2. № 2. – С. 147.
2. 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 (129). – С. 31-36.
3. Гришина И.П. Использование метода факторного планирования при проведении эксперимента по очистке напыляемой поверхности от загрязнений / И.П. Гришина, В.М. Таран, А.В. Лясникова // Молодые ученые – основа будущего машиностроения и строительства: сб. науч. тр. Междунар. науч.-техн. конф. – Саратов, 2014. – С. 99-102.
4. Факторное планирование при проведении эксперимента по очистке напыляемой поверхности от загрязнений / Гришина И.П., Дударева О.А., Таран В.М., Лясникова А.В., Гришин Д.С. // Новые материалы и технологии: состояние вопроса и перспективы развития: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. – Саратов, 2014. – С. 497-500.

ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЙ ДАТЧИК ВЛАЖНОСТИ НА ОСНОВЕ ДВУХСЛОЙНОЙ ПЛАСТИНЫ С ГИГРОСКОПИЧЕСКИМ ПОКРЫТИЕМ

Т.И. Мурашкина, А.К. Ефимов, Е.А. Шачнева, М.М. Савочкина

Пензенский государственный университет, г. Пенза

В настоящее время в медицинских организациях существует проблема обеспечения микроклимата в реанимационных отделениях и операционных блоках. Операционные блоки должны быть размещены в помещениях, оборудованных автономной системой приточно-вытяжной вентиляции и кондиционирования, обеспечивающей нормируемые параметры микроклимата, чистоту воздуха [1]. Несмотря на огромное количество медицинской техники, которое сейчас предлагается на рынке, оборудования по обеспечению микроклимата немного.

Актуальностью проблемы является повышение требований к средствам измерений влажности воздуха в операционных блоках учреждений здравоохранения, в частности требований к пожаро-, электро-безопасности, а также воздействию ионизирующего излучения, требования

к точности прибора, надежности, отсутствия вредных воздействий на организм.

Таким образом, необходимо устройство, которое бы отвечало всем вышеперечисленным требованиям.

Влажность воздуха является очень важным контролируемым параметром. При падении влажности до 15% человек теряет работоспособность.

Знание влажности воздуха и прочих газов может оказаться существенным для контроля различных физико-химических и биологических процессов. Во многих технологических процессах необходимо избегать присутствия следовых количеств водяного пара в различных газах. В наибольшей степени потребность в промышленных датчиках для измерения очень низких значений относительной влажности (порядка нескольких десятитысячных долей процента) ощущается в ядерной энергетике, микроэлектронике, металлургии, теплотехнике, электроэнергетике высоких напряжений.

В качестве аналога рассматривался электролитический датчик влажности (патент RU 2263936) [1], в котором электроизоляционная подложка с нанесенным на ее поверхность влагочувствительным покрытием на основе желатина, наружный слой которого задублен, образуют в совокупности с двумя накладными электродами разборный влагочувствительный элемент, реагирующий в рабочем состоянии на изменение влажности окружающего воздуха. В качестве дубителя используется двухромовокислый калий ($K_2Cr_2O_7$).

Главный недостаток аналога – низкая искро-взрыво-безопасность.

В предложенном мной техническом решении не используется принцип электропроводности - это позволяет не использовать источник питания, что приводит к уменьшению габаритных размеров, уменьшить стоимость изготовления, упростить конструкцию, расширить область применения (из-за отсутствия влияния электромагнитных помех любой интенсивности), а главное обеспечить абсолютную искро-взрыво-безопасность, что особо важно на объектах АЭС.

На рис. 1 представлена упрощенная конструктивная схема предлагаемого волоконно-оптического датчика влажности (ВОДВ) на основе двухслойной пружины с гигроскопическим покрытием. Основным элементом ВОДВ является двухслойная пластина, завернутая в спираль, состоящая из металлического слоя (например, сталь 24НХ) и гигроскопического покрытия, нанесенного на металлический слой по определенной технологии.

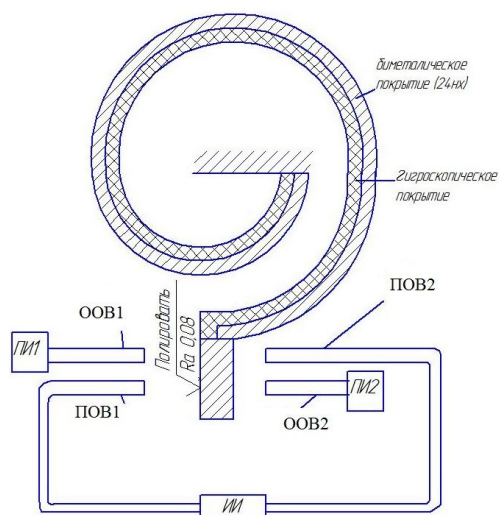


Рис. 1. Упрощенная конструктивная схема волоконно-оптического датчика влажности на основе двухслойной пружины с гигроскопическим покрытием

Свободный конец спирали имеет две зеркальные отражающие поверхности, расположенные перпендикулярно оптическим осям подводящих (ПОВ1 и ПОВ2) и отводящих оптических волокон первого (ООВ 1) и второго (ООВ 2) измерительных датчика. Световой поток от источника излучения ИИ направленный по ПОВ1 и ПОВ2 направлен на отполированную до зеркального блеска поверхность (свободный конец спирали), поток частично отражается и по ООВ1 и ООВ2 направляется на приемники излучения ПИ1 и ПИ2. Дальнейшие преобразования происходят в электрической схеме обработки.

В таблице приведен состав гигроскопического покрытия, наносимого на металлический слой спиральной пружины, ближайшим аналогом которого является ацетилцеллюлоза (ацетат целлюлозы) – уксуснокислые эфиры целлюлозы (рис. 2).

Состав гигроскопического покрытия

C	O	Si
50,58 %	49,39%	0,03%

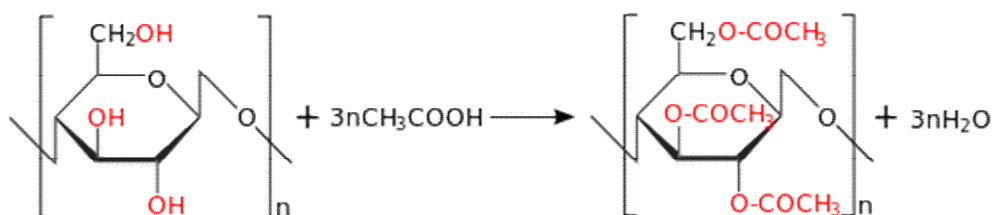


Рис. 2. Уксуснокислые эфиры целлюлозы

При увеличении содержания водных паров в воздухе гигроскопическое покрытие начинает их поглощать, вследствие чего увеличивается его объем и масса, что ведет к изменению геометрической формы биметаллической пластины. При этом свободный зеркальный конец спирали отклонится на некоторый угол (приблизительно $\pm 3^\circ$), что вызовет изменение интенсивности отраженных оптических сигналов, поступающих по принимающим оптическим волокнам в электронную схему обработки.

Представленное техническое решение имеет ряд преимуществ: малые геометрические размеры, отсутствие токопроводящих элементов, высокую искровзрывопожаробезопасность. На территории РФ не зарегистрирован ни один волоконно-оптический датчик влажности. Оптоволокно позволяет добиться высокой точности измерений, «вынести» питающий элемент на сравнительно далекое расстояние (100...1000 м) от зоны измерения (возможно размещение датчика в зоне реактора).

В процессе проектирования предстоит решить ряд сложных технологических задач: расширить диапазон измерения (при измерениях в условиях содержания водных паров в воздухе более 80% на зеркалах возможно образование конденсата), разработать процедуру юстировки оптико-механической системы, определить количество витков спиральной пружины, согласованной с функционированием оптической системы датчика, подтвердить расчетные результаты экспериментом.

Предлагаемый волоконно-оптический датчик влажности на основе двухслойной пружины с гигроскопическим покрытием может быть использован в качестве составного компонента автономной системы приточно-вытяжной вентиляции и кондиционирования, обеспечивающей нормируемые параметры микроклимата и чистоту воздуха, так как данное устройство удовлетворяет всем предъявляемым требованиям и способно эффективно функционировать в течение продолжительного времени.

Литература

1. СанПиН 2.1.3.2630-10 «Санитарно-эпидемиологические требования к организациям, осуществляющим медицинскую деятельность».
2. Электронный ресурс. http://www.findpatent.ru/patent/226_2263936.html
3. Электронный ресурс. http://www1.fips.ru/wps/wcm/connect/content_ru/ru
4. Берлинер М. А. Измерения влажности. – 2-е, изд. перераб. и доп. – М.: Энергия, 1973.
5. Виглеб Г. Датчики. Устройство и применение / пер. с нем. канд. физ.-мат, наук М. А. Хацериова. – М: Мир, 1989.

ВЛИЯНИЕ ШАГА РЕЗЬБЫ ДЕНТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА НА НДС ВОССТАНОВЛЕННОГО ЗУБА ПРИ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ НАГРУЗКЕ

К.С. Бодягина, С.Я. Пичхидзе

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

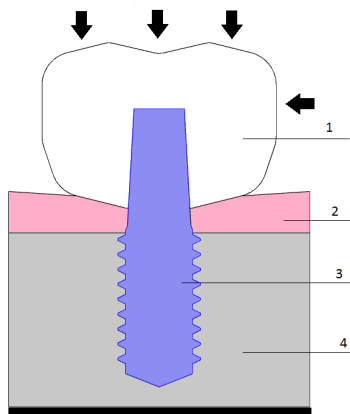
Восстановление утраченного зуба при помощи внутрикостного имплантата – перспективный и широко применяемый метод восстановления зубного ряда. Исследование механического состояния восстановленного зуба является важной составляющей планирования хирургического вмешательства. Наличие скоплений больших напряжений в конструкции может привести к разрушению, как восстанавливающей конструкции, так и естественных тканей, окружающих имплантат [1-3].

В последнее время разработано большое количество конструкций внутрикостных имплантатов, но наиболее часто применимыми на сегодняшний день являются цилиндрические и винтовые имплантаты, отличающиеся наличием резьбы на внутрикостной части [4].

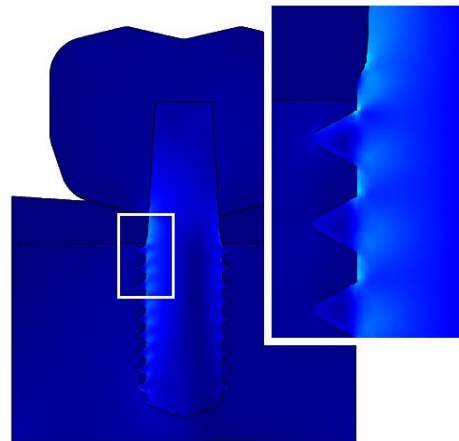
Цель работы: исследовать напряженно-деформированное состояние восстановленного с помощью винтового и цилиндрического имплантата зуба при вертикальной, сдвигающей и комплексной жевательной нагрузках.

Расчеты производились методом конечных элементов на расчетной модели, приведенной на рисунке а. В данной расчетной модели длина внутрикостной части имплантата была равна 10 мм, диаметр – 3,6 мм.

В ходе работы были исследованы имплантаты трех различных форм: без резьбы (цилиндрический), винтовые с резьбовым шагом 0.3 и 0.6 мм. Нижняя граница модели принята фиксированной. Имплантат изготовлен из титана марки BT1-00 ($E=200\text{ ГПа}$, $\nu=0,33$). Механические модули естественных материалов расчетной модели взяты из [1]. Вертикальная нагрузка прикладывалась по всей верхней поверхности расчетной модели зуба, сдвигающая – по правой боковой границе, рисунке а. Значение для вертикальной нагрузки - 180 Н, для сдвигающей – 90 Н, что соответствует нагрузкам, возникающим при естественном жевательном процессе. На рис.1б. приведено НДС модели при комплексной нагрузке, шаг резьбы 0.3 мм. Видно, что при приложении комплексной нагрузки максимальные напряжения концентрируются в пришеечной области с правой стороны модели. Эта область была выбрана для дальнейшего исследования. В таблице приведены значения напряжений в области их максимальной концентрации при разных видах резьбы и нагрузок.



а) 1 – коронка, 2 – десна, 3 – имплантат, 4 – кость



Б) НДС конструкции

Расчетная модель

Значения напряжений Мизеса (Н/см²)

Шаг/нагрузка	вертикальная	сдвигающая	комплексная
Без резьбы	42,19	209,98	252,15
0,6 мм	44,76	236,89	281,34
0,3 мм	48,87	250,99	299,82

Как видно из таблицы, наличие резьбы увеличивает скопление напряжений в области шейки зуба. Наиболее опасной для возникновения концентраторов напряжений является сдвиговая нагрузка.

Выводы: при восстановлении зубного ряда при помощи винтовых имплантатов для уменьшения напряжений в пришеечной области на верхней внутрикостной части необходима резьба с большим шагом. Для нижней части наличие резьбы влияет на скопление напряжений в меньшей степени и позволяет надёжно закрепить имплантат в костной ткани.

Литература

1. Пат. на изобретение РФ 2074674. Способ изготовления внутрикостных имплантатов. / Лясников В.Н., Калганова С.Г., Верещагина Л.А.

2. Способ изготовления внутрикостного стоматологического имплантата с плазмонапыленным многослойным биоактивным покрытием. Патент на изобретение РФ 2146535 от 20.07.1998 г / Лясников В.Н., Верещагина Л.А., Лепилин А.В., Рыжков В.Б.

3. Электроплазменные покрытия в электронике, машиностроении и медицине / Лясников В.Н., Протасова Н.В., Лепилин А.В. // Саратовский государственный технический университет, Саратов, 2014.

4. Калганова С.Г. Научные основы создания современных дентальных имплантатов с биоактивным покрытием / Калганова С.Г., Лясников В.Н. // Новое в стоматологии, 1999, т. 2., с. 24.

5. А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский Биомеханика в стоматологии: монография. – Харьков: Изд-во Форт, 2010. – 468 с.

6. Бодягина К.С. Влияние формы и свойств материала реставрационной пломбы на концентрацию напряжений в зубе // Актуальные вопросы биомедицинской инженерии// - Саратов, 2013. – 613 с. – С. 538 – 546.

МОДЕРНИЗАЦИЯ КОНСТРУКЦИИ ЭКЗОПРОТЕЗА НОГИ

А.В. Шкепу, В.М. Таран

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

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

Протезирование – замена утраченных или необратимо повреждённых частей тела искусственными заменителями – протезами. Протезирование представляет собой важный этап процесса социально-трудовой реабилитации человека, утратившего конечности, или страдающего заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Именно поэтому так важно, что благодаря усовершенствованной технологии протезирования множество людей могут отказаться от инвалидной коляски и вести полноценный образ жизни [1].

Даже неполная ампутация стопы может повлечь массу проблем. Именно поэтому стоит обратить внимание на современные модели протезов, которые зачастую даже не нуждаются в специальной фиксации и держатся за счёт образующегося естественным путём вакуума. Если для крепежа протеза требуется фиксатор, то он изготавливается из прочного, жёсткого и одновременно лёгкого материала. Современные протезы ног создаются с применением инновационных комплектующих.

На сегодняшний день протезы ног можно условно разделить на два вида. Бионические и косметические протезы двигаются за счёт волевого или физического усилия пациента.

Протезы для замены конечности выше и ниже колена. Если устанавливается транстибиальный протез (располагающийся ниже колена), пациент может легко двигать ногой, так как его колено остаётся сохранённым. При установке трансфemorального протеза (выше колена) восстановительный период сопровождается рядом осложнений, так как у пациента отсутствует коленный сустав. При таком виде протезирования потребуется затратить большое количество времени и сил на восстановление двигательных функций.

Вид протезирования напрямую зависит от степени ампутации, ведь для протезов характерны не только различные конструкции и методы крепежа, но и вес изделия [1].

Конструкция механизированного экзопротеза ноги представлена на рис.1 [2-6].

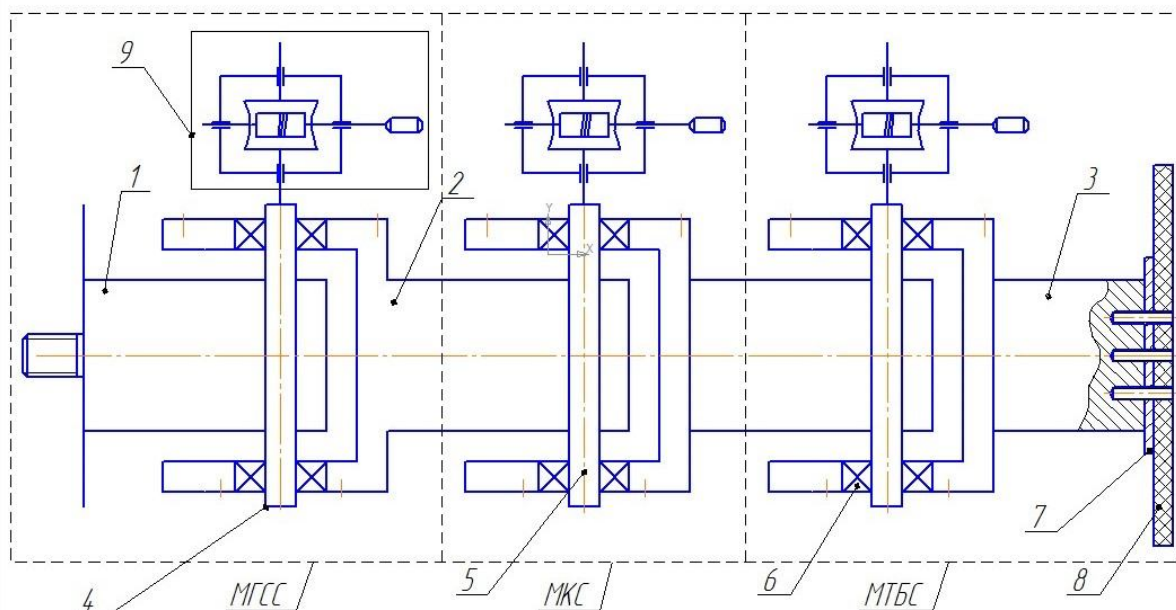


Рис.1. Механизированный эндопротез ноги

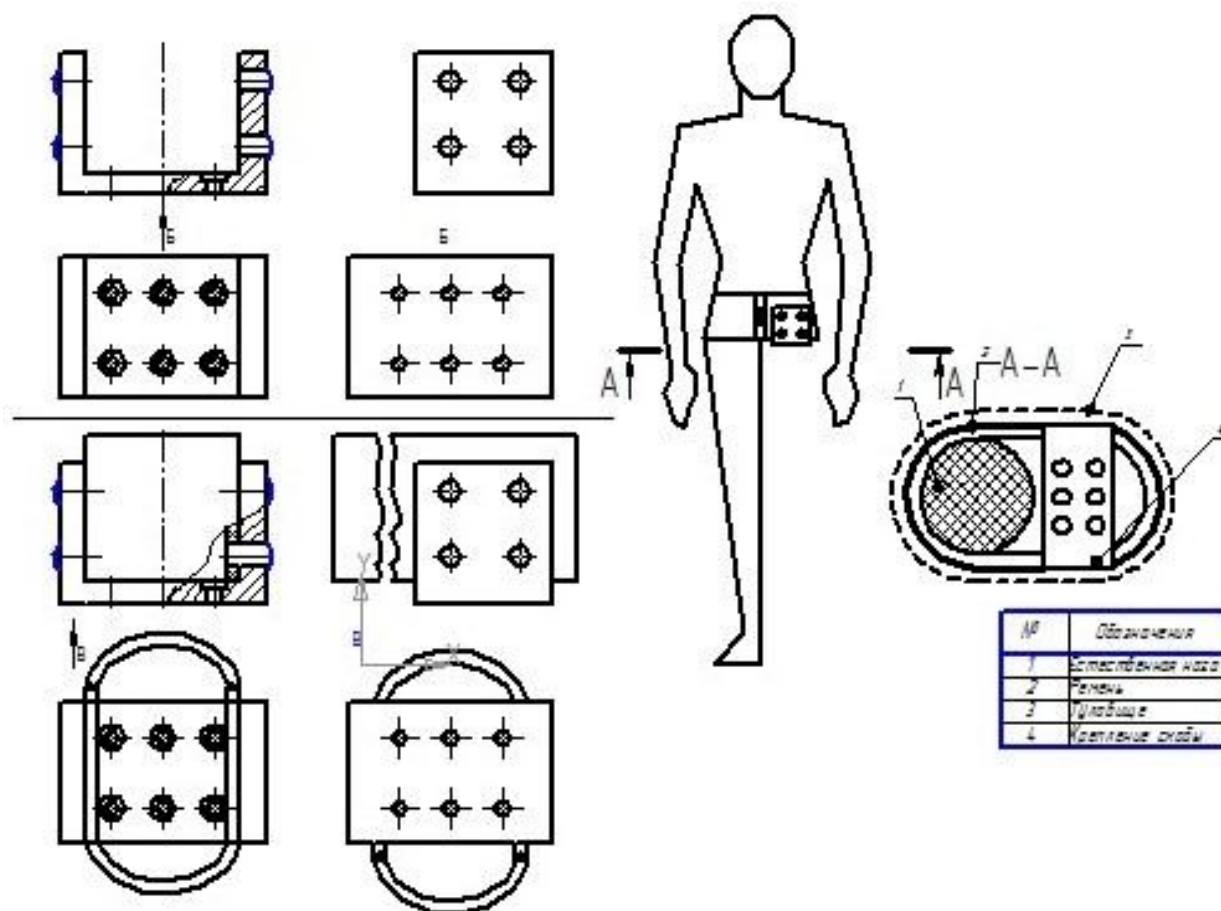


Рис.2. Крепление скобы

Протез состоит из следующих основных элементов: рычаг механизированного голеностопного сустава (1); рычаг механизированного коленного сустава (2); рычаг механизированного тазобедренного сустава (3); вал (4); ось (5); подшипник (6); скоба (7); ремень (8); привод поворота шарнира (9).

Для изготовления протезов в медицинском отделе протезного предприятия снимают мерку врач и техник.

Схема крепления механизированного экзопротеза ноги к человеку представлена рис. 2. Крепится с помощью пояса, крепёжной скобы, винтов.

Литература

1. Эндопротезирование крупных суставов [Электронный ресурс] // Дорожная клиническая больница – Хабаровск, 2014. - Режим доступа: <http://www.dkb-dv.ru/technology/29/>
2. Таран В.М. Конструирование деталей, узлов и элементов биотехнических систем: учеб. пособие / В.М. Таран, О.А. Дударева. – Москва: Прондо, 2015. – 306 с.
3. Дунаев П.Ф., Леликов О.П. Конструирование узлов и деталей машин: Учеб. пособие для техн. спец. вузов.– 11-е изд., перераб. и доп.–М. Высш. шк., 2008.– 496 с.
4. Учаев П.Н., Емельянов С.Г., Попов Ю.А. Альбом чертежей и заданий по машиностроительному черчению и компьютерной графике.
5. Боголюбов С.К. Инженерная графика: учеб. для сред. спец. учеб. заведений. – 3-е изд., испр. и доп. – М.: Машиностроение, 2009. – 392 с.
6. Схиртладзе А.Г. Технологические процессы в машиностроении: учеб. для машиностроит. спец. вузов / А.Г. Схиртладзе. – М.: Высш. шк., 2007. – 927 с.

МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ РАЗМЕРОВ НАНОПОР В ПЛАЗМЕННОМ ПОКРЫТИИ

А.В. Сабирова

Научные руководители: к.т.н., доцент О.А. Дударева
д.т.н., профессор В.М. Таран

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

Важным этапом при изготовлении покрытий внутрикостных имплантатов является строгий контроль физико-химических и структурно-морфологических характеристик покрытий [1-4]. Автоматизировать

процесс контроля качества покрытий позволит компьютерная система контроля и управления, которая представляет собой информационно измерительный комплекс на базе взаимосвязанной иерархической сети алгоритмов.

Алгоритмическое обеспечение технологической системы позволяет проводить контроль пористости покрытий на специальных приборах и одновременно определять эти параметры путем проведения вычислительного эксперимента на основе использования статистических методов анализа экспериментальных данных [5].

Для контроля размеров нанопор в компьютерной системе технологического комплекса используется алгоритм, основанный на процессах газовой адсорбции и капиллярной конденсации.

В качестве базового используется уравнение скорости конденсации молекул газа азота в адсорбированном слое и скорость испарения из слоя (метод БЭТ).

$$S = V_m N_A \omega / V ,$$

где S – общая площадь поверхности пор; V_m – объем адсорбата, необходимой для образования монослоя при нормальной температуре и давлении; N_A – число Авогадро; ω – эффективная площадь поперечного сечения адсорбированных молекул; V – молярный объем адсорбата.

Расчет размеров нанопор производится с помощью уравнения Кельвина для пор цилиндрического вида:

$$r_k = \frac{-2\gamma V_m}{RT \ln(P/P_0)} ,$$

где γ – поверхностное натяжение азота в точке кипения (8,85 эрг/см³ при 77K); V_m – молярный объем жидкого азота (34,7 см³/моль); R – молярная газовая постоянная (8,314·10⁷ эрг/град.моль); T – температура кипения азота (77K); P/P_0 – относительное давление азота; r_k – радиус пор по Кельвину.

Литература

1. Лясникова А.В. 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 (129) . – С. 31-36.

2. Лясникова А.В. 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 (129). – С. 31-36.

3. Морфология частиц гидроксиапатита и ее влияние на свойства биокomпозитных плазмонапыленных покрытий / И.П. Мельникова,

А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9. – № 3. – С. 441-445.

4. Морфология частиц гидроксиапатита и ее влияние на свойства биокомпозитных плазмонапыленных покрытий / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2013. – Т. 9. – № 3. С. 441-445.

5. Гришина И.П. Автоматизированное оборудование для получения биосовместимых покрытий / И.П. Гришина, А.В. Лясникова // Современные биоинженерные и ядерно-физические технологии в медицине: сб. материалов Всерос. молодеж. науч. конф. – 2014. – С. 431-433.

ПОЛУЧЕНИЕ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПОКРЫТИЙ В ЭЛЕКТРОЛИТЕ-СУСПЕНЗИИ

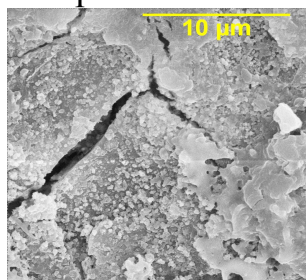
К.Б. Костин, А.О. Артемкин, С.Я. Пичхидзе

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

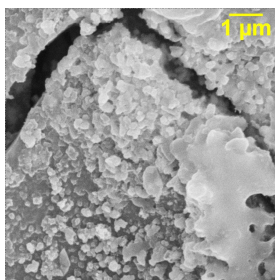
В продолжение работ [1,2] при получении покрытий порошка ZrO_2 методом микродугового оксидирования (МДО) вносили гидроксиапатит (ГА).

Цель настоящего исследования заключалась в получении прочного биоактивного покрытия на основе ZrO_2 и гидроксиапатита.

Методика эксперимента. Формирование МДО-покрытия проводили на образцах из титанового сплава BT1-0 размерами $15 \times 15 \times 1,5$ мм в анодном режиме при плотности тока $j = 110$ А/дм² в течение 15 мин в растворе, содержащем 3 г/л NaOH, 4 г/л ZrO_2 и 4 г/л порошка ГА дисперсностью 40 мкм. Исследование морфологии поверхности и состава образцов проводилось методом РЭМ/ЭДРА. Для снятия статического заряда на поверхности образцов наносилась тонкая пленка Au методом магнетронного напыления.

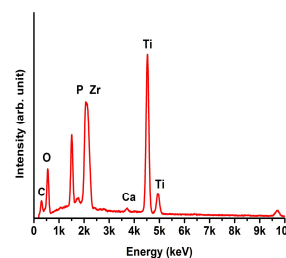


a



б

Данные РЭМ поверхности при увеличении:
а) 2500х, б – 10000х



в

ЭДРА-спектр поверхности

Отмечено, что при добавлении в раствор щелочи порошков ZrO_2 и $ГА$ выход в режим появления микроразрядов происходил быстрее, чем в растворе щелочи. Покрытие содержит трещины, неоплавленные и оплавленные частицы порошков ZrO_2 и $ГА$, кратеры микроразрядов. Линии циркония накладываются на линии фосфора.

Литература

1. Характеристики покрытий, полученных методом МДО в электролите-суспензии / А.А. Василенко, С.В. Герасимов, Д.С. Денисов, Н.М. Кривенцов, А.В. Поршнев, С.Я. Пичхидзе, Г.Г. Нечаев. – Саратов: СГТУ. 2015. – 4 с.
2. МДО-покрытия в электролите-суспензии / А.А. Василенко, Д.С. Денисов, С.В. Герасимов, Н.М. Кривенцов, А.В. Поршнев, С.Я. Пичхидзе. – Самара: Л-Журнал, 2016. – 1 с.

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ ТЕЛЕСКОПИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА ТЕЛА ПОЗВОНКА

М.Ю. Воробьев, В.М. Таран

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

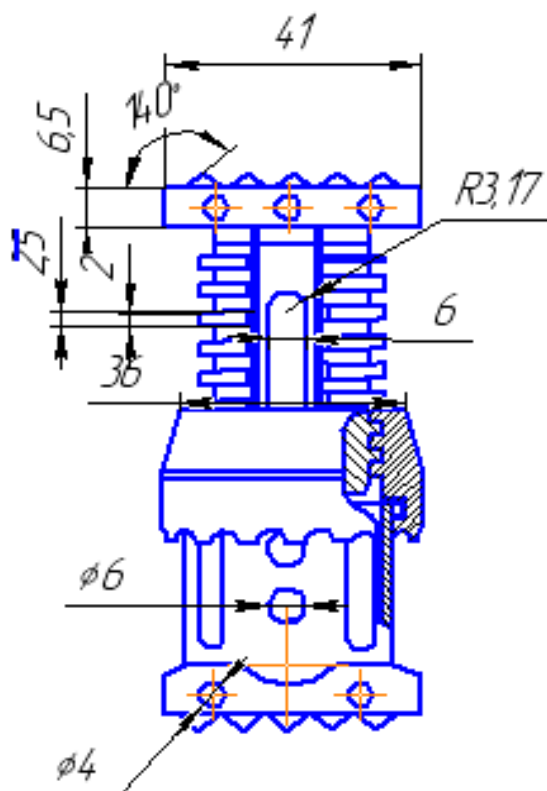
*Саратовский государственный технический университет
имени Гагарина Ю.А., г. Саратов*

Протез тела позвонка предназначен для полного замещения поврежденного тела позвонка. Протез – это искусственный заменитель какой-либо части тела человека. Протезы, которые используются для вживления внутрь тела, называют эндопротезами (от греческого слова *endon*), что в переводе означает внутри [1-3].

Разработка конструкции заключается в изменении крепления протеза на менее травматичное. Предлагается заменить стреловидную форму на пилообразную.

Пилообразные фиксаторы позволяют более легко имплантировать протез в организм с наименьшими рисками повреждения смежных поверхностей здоровых позвонков. Пилообразные фиксаторы расположены в два ряда в шахматном порядке. На протез нанесено наноструктурированное гидроксиапатитовое покрытие, а пористая поверхность опорной поверхности с пилообразными фиксаторами позволяет увеличить остеоинтеграцию.

Телескопический протез содержит нижнюю часть 1, верхнюю часть 2 и кольцевую муфту 3. Нижняя часть 1 состоит из нижнего цилиндрического основания 4, на торце которого выполнена нижняя опорная площадка 5.



Телескопический протез тела позвонка
с измененными фиксаторами опорной площадки

Верхняя часть 2 состоит из цилиндрического основания 6, на торце которого выполнена верхняя опорная площадка 7. Верхняя опорная площадка 7 и нижняя опорная площадка 5 представляют собой цилиндрический колпачок, на боковой поверхности которого выполнены отверстия 8, а на торцевой поверхности - центральное отверстие 9 и щелевые отверстия 10. На торцевой поверхности как нижней опорной площадки 5, так и верхней опорной площадки 7 выполнен пояс из равномерно расположенных по периметру соответственно нижних и верхних стреловидных фиксаторов 11. Боковая поверхности верхнего основания 6 выполнена из равномерно расположенных и чередующихся секций - резьбовая секция 12 и цилиндрическая секция 13. На резьбовой секции 12 выполнена наружная резьба 14, а на цилиндрической секции 13 выполнены продольные щелевые отверстия 15.

При разрушении позвонка очаг повреждения обследуется с использованием рентгеновского аппарата. По рентгенограмме с фокусом 1:1 измеряется высота смежных позвонков и подготавливается соответствующий протез. В настоящее время изготавливают три типоразмера протезов с диаметром 13, 22 и 26 мм с анатомическими размерами высоты, которая перекрывает возможную высоту позвонков взрослого человека, за счет регулировки высоты протеза. Типоразмер, определяемый наружным диаметром, обуславливает его конкретное

применение: шейный позвонок размер 13 мм, грудной позвонок - 18 мм, поясничные позвонки - 22 мм.

Благодаря изменению конструкции удалось добиться уменьшения травмирования при имплантации протеза в организм, что способствует улучшению фиксации протеза, а также позволяет повысить остеоинтеграцию путем нанесения биоактивного наноструктурированного гидроксиапатитового покрытия на опорные площадки протеза.

Литература

1. Пат. 119649 Российская Федерация МПК В05В7/22 Устройство для нанесения износостойких покрытий на металлические изделия / Суминов И.В., Эпельфельд А. В., Людин В. Б., Крит Б. Л., Борисов А. М., Сорокин В. А., Францкевич В.П., Сорокин И. В., Васин В. А., Сомов О. В. авторы и патентообладатель Общество с ограниченной ответственностью «Инновационно-технологический центр «НАНОМЕР» – 2012113972/05, Заявл. 11.04.2012 опубл. 27.08.2012

2. Пат. RU 2 520 799 C1 Телескопический протез тела позвонка. Общество с ограниченной ответственностью «ОРФО» (RU) Чертков Александр Кузьмич (RU), Заявка: 2013112401/14, 19.03.2013 Дата начала отсчета срока действия патента: Чертков Александр Александрович (RU), Чертков Кузьма Александрович (RU), Приоритет(ы): Дата подачи заявки: 19.03.2013 Гусев Дмитрий Андреевич (RU)

3. Телескопический протез тела позвонка. [Электронный ресурс] Режим доступа: <http://www.findpatent.ru/patent/252/2520799.html>.

РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ СХЕМЫ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ ПОРИСТЫХ ПОКРЫТИЙ ИЗ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ЧАСТИЦ ПОРОШКА

В.М. Таран, О.А. Дударева, О.А. Маркелова, А.А. Каплей
Научный руководитель: д.т.н., профессор В.М. Таран

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

В настоящее время в различных областях техники находят применение пористые покрытия деталей в качестве носителей жидких веществ [1].

Основным структурным образованием пористых покрытий является каркас из частиц порошка, внутри которого имеются поры (пустоты) вследствие неплотной упаковки частиц порошка.

Традиционным методом формирования пористых покрытий является плазменное напыление порошковых покрытий и методы порошковой металлургии [2]. Эти технологические методы разрабатывались для получения тепло- и коррозионностойких покрытий с минимально возможной пористостью, так как пористость существенно ухудшала функциональное назначение покрытия.

В то же время каркас пористого покрытия, структурированный микропорами и наноканалами, представляет собой сложную гидравлическую систему, в которой поры могут являться емкостью для длительного хранения жидкого вещества и обеспечивать транспортировку жидкого вещества за счет капиллярных явлений в зоне контакта функциональных поверхностей с покрытиями и контактирующего с покрытием объекта, в частности биообъекта, обеспечивая за счет этого благоприятную биологическую совместимость [1].

В качестве жидкого вещества, вводимого в пористое покрытие, может быть смазка для улучшения трения или электролиты в электрохимических электродах.

Очевидно, что количество жидкого вещества в порах и интенсивность его поступления в зону рабочего контакта должны соответствовать функциональной целесообразности покрытия.

В связи с этим представляет большой практический интерес задача формирования покрытий с прогнозируемой структурой пористых образований, в частности геометрической.

Однако в случае применения традиционных методов формирования покрытий добиться этого очень сложно, так как контролируемым параметром является поток напыленного порошка, состоящий из множества отдельных частиц, которые образуют структуру покрытия практически неконтролируемо.

В данной работе предлагается технологическая схема формирования пористых покрытий из отдельных частиц порошка. Подбирая диаметр частиц порошка можно точно рассчитывать характеристики жидкого вещества. Предлагаемая технологическая схема приведена на рисунке. Принцип действия ее базируется на технике нанотехнологий [3]. Изделие, на котором формируется пористое покрытие, располагается на предметном столике с трехкоординатным прецизионным пьезопроводом, управляемым от компьютерной системы. Технологическая схема содержит программно управляемый дозатор индивидуальных частиц порошка и лазер для приварки каждой индивидуальной частицы к соседним частицам.

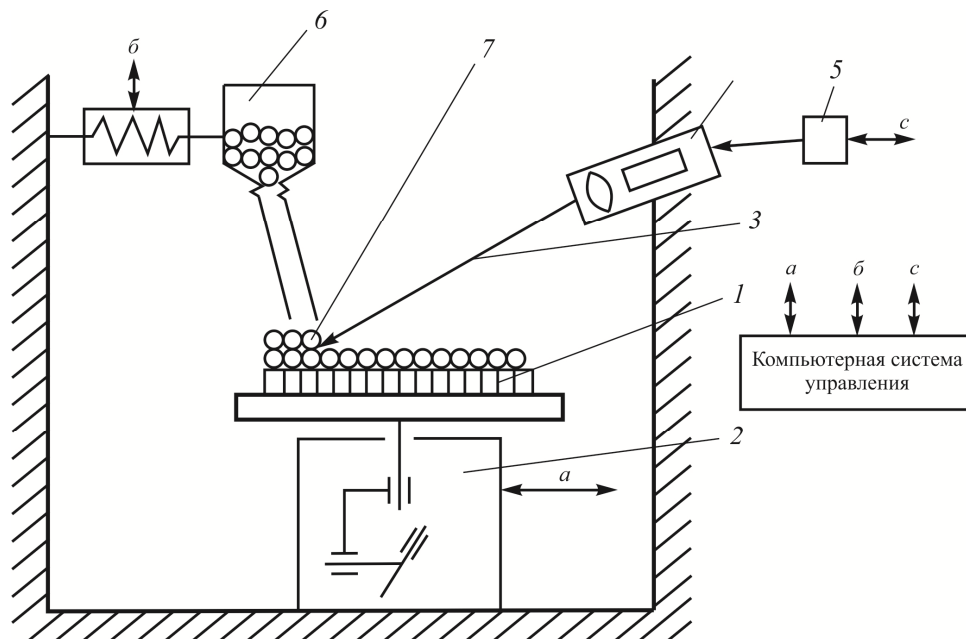


Схема напыления пористых покрытий индивидуальными частицами порошка:

- 1 – поверхность напыления покрытия; 2 – прецизионный трехкоординатный пьезопривод; 3 – лазерный луч; 4 – лазер; 5 – источник электропитания лазера;
6 – адгезионно-вибрационный дозатор индивидуальных частиц порошка;
7 – частицы, формирующие пористое покрытие

Работа структурных элементов технологической схемы (прецизионного пьезопривода, дозатора индивидуальных частиц порошка и лазерной системы) управляется и контролируется компьютерной системой.

Безусловно, производительность формирования покрытия по данной технологической схеме намного ниже традиционных методов плазменного напыления и порошковой металлургии, но предложенная технологическая схема позволяет в высокой точностью получать покрытия с заданными геометрическими параметрами пор, что является определяющим для покрытий, предназначенных для работы совместно с жидкими веществами.

Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ в рамках научного проекта № 16-08-01250 а.

Литература

1. Mathematical Modeling of Stress in Plasma Coatings Used in Medicine / A.V. Lysnikova, V.M. Taran, O.A. Markelova, O.A. Dudareva, I.P. Grishina // Biomedical Engineering, Vol.47, No.3, September, 2013, pp.142-145.
2. Порошковая металлургия и напыление покрытий / В.Н. Анциферов, Г.В. Бобров и др. – М.: Металлургия, 1987. – 792 с.
3. Григорьев С.Н. Технологии нанообработки / С.Н. Григорьев, А.А. Грибков, С.В. Алешин. – Старый Оскол: ТНТ, 2010. – 320 с.

ЭТАПЫ ПОСТРОЕНИЯ СТАТИСТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ДЛЯ РАСЧЕТА ВРЕМЕНИ ЗАПОЛНЕНИЯ ПОРИСТОГО ПЛАЗМОНАПЫЛЕННОГО ПОКРЫТИЯ ЖИДКИМИ ВЕЩЕСТВАМИ

Д.А. Кудрявцев, В.А. Гомон

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

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

Известно, что плазменное покрытие состоит не из одной поры, а из огромного количества, причем параметры этих пор имеют случайный характер [1-3]. Данный факт характерен не только для покрытий, сформированных из порошков гидроксиапатита, но и из модифицированных порошков [4-8].

Очевидно, что получение расчетных значения параметров для одной поры можно рассматривать в качестве характерных параметров для всех пор конкретного покрытия только в том случае, если допустить, что параметры одной или нескольких пор представлены усредненными значениями по большому количеству пор покрытия.

При построении статистических моделей покрытий необходимо исходить из предпосылок, что геометрические размеры модельных фигур пор и капилляров являются случайными величинами, изменяющимися в определенных пределах по нормальному закону распределения. Предельные числовые значения геометрических размеров пор и капилляров устанавливаются экспериментальным путем с использованием микроскопических измерений.

Усредненные значения параметров пор и капилляров определяются методом статистического моделирования путем «розыгрыша» на ЭВМ случайных значений этих параметров.

Процесс статистического моделирования представлен в форме двух расчетных алгоритмов, позволяющих определить время заполнения пористых структур покрытия эндопротеза жидким лекарственным веществом по технологической схеме.

Первый алгоритм предназначен для определения количества пор и капиллярных каналов на модельном участке покрытия, длина которого равна толщине покрытия. Второй алгоритм позволяет рассчитать время заполнения пористого покрытия жидким лекарственным веществом.

Литература

1. 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. – С. 28-30.

2. 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 (129). – С. 31-36.

3. Газоплазменное формирование композитных покрытий на основе гидроксиапатитных и титановых порошков / В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, Н.В. Протасова, А.В. Пивоваров, И.Н. Антонов // Конструкции из композиционных материалов. – 2012. – № 2. – С. 30-34.

4. Исследование свойств магнийзамещенного гидроксиапатита и плазменных покрытий на его основе / А.В. Лясникова, С.Я. Пичхидзе, О.А. Дударева, О.А. Маркелова // Журнал технической физики. – 2015. – Т. 85. – № 11. – С. 152-155.

5. Лясникова А.В. Применение электроплазменной технологии для нанесения фторгидроксиапатитовых биоактивных покрытий на дентальные имплантаты / А.В. Лясникова, О.А. Дударева // Известия Томского политехнического университета. – 2006. – Т. 309. – № 2. – С. 153-158.

6. Physical bases of formation of nanostructured biocompatible coatings on medical implants / I.P. Mel'nikova, A.V. Lyasnikova, V.N. Lyasnikov // Russian Physics Journal. – 2014. – Т. 56. – № 10. – С. 1190-1197.

7. Научные основы выбора имплантационных материалов в челюстно-лицевой хирургии и ортопедии / К.Г. Бутовский, Н.В. Протасова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясникова // Клиническая имплантология и стоматология. – 2002. – № 3-4. – С. 13.

8. Методика адаптивного проектирования нанообъектов / В.М. Таран, А.В. Лясникова // Технология металлов. – 2011. – № 2. – С. 10-14.

Научное издание

НАНОМАТЕРИАЛЫ И НАНОТЕХНОЛОГИИ:
ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ

Сборник материалов
V Международной научной конференции
для молодых ученых, студентов и школьников

Редактор Л.А. Скворцова

Компьютерная верстка Ю.Л. Жупиловой

Подписано в печать 25.08.16

Формат 60×84 1/16

Бум. офсет.

Усл. печ. л. 9,75

Уч.-изд. л. 9,0

Тираж 100 экз.

Заказ 63

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