

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ ЕСТЕСТВЕННЫХ НАУК
МЕДИЦИНСКИЙ ЛЕЧЕБНО-ПРОФИЛАКТИЧЕСКИЙ ЦЕНТР
ПО ПРОБЛЕМЕ САХАРНОГО ДИАБЕТА, Г. КРАСНОЯРСК

НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ СОЗДАНИЯ И ПРИМЕНЕНИЯ БИОКЕРАМИКИ В ВОССТАНОВИТЕЛЬНОЙ МЕДИЦИНЕ

Материалы IV Международной научно-практической конференции

13–15 октября 2016 г.

Томск 2016

УДК 615.4(063)
ББК 35.42:54.5л0
Н76

Н76 Новые технологии создания и применения биокерамики в восстановительной медицине : материалы IV Международной научно-практической конференции ; Томский политехнический университет. – Томск : Изд-во Томского политехнического университета, 2016. – 135 с.

ISBN 978-5-4387-0701-1

В сборнике представлены материалы IV Международной научно-практической конференции «Новые технологии создания и применения биокерамики в восстановительной медицине», на которой обсуждались проблемы синтеза биокерамических материалов, применяемых в различных областях медицины. Приведены результаты экспериментальных и клинических исследований биокерамических материалов для восстановления костной ткани. Кроме того, представлены работы, раскрывающие опыт применения современного биоинертного высокоэластичного никелид-титанового сплава, а также особенности ортопедического лечения с применением дентальных имплантатов в сравнении с традиционными методами ортопедического лечения. Рассмотрены современные композиционные стеклокристаллические и цельнокерамические материалы в восстановительной стоматологии и хирургии, а также керамические материалы и покрытия для ортопедии и травматологии.

УДК 615.4(063)
ББК 35.42:54.5л0

Редакционная коллегия

В.И. Верещагин, доктор технических наук, профессор, заслуженный деятель науки РФ;
Т.А. Хабас, доктор технических наук, профессор;
С.И. Старосветский, доктор медицинских наук, профессор;
М.А. Звигинцев, доктор медицинских наук, профессор.

ISBN 978-5-4387-0701-1

© ФГАОУ ВО НИ ТПУ, 2016
© Обложка. Издательство Томского
политехнического университета, 2016

ОГЛАВЛЕНИЕ

BEARING MATERIALS FOR JOINT REPLACEMENT AND ENDOPROSTHETIC RECONSTRUCTION- MATERIAL PERFORMANCE, RISKS OF FAILURES AND BIOFILM FORMING – <i>Lothar Heinric, Helmut Ahrens, Irina A. Kurzina</i>	6
ДИНАМИКА МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ВЕРХНЕЧЕЛЮСТНОЙ ПАЗУХИ ПРИ ВЫВЕДЕНИИ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ В ПОЛОСТЬ СИНУСА <i>О.Д. Байдик, П.Г. Сысолятин</i>	7
МЕНЕДЖМЕНТ МЯГКИХ ТКАНЕЙ В ОБЛАСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ У ПАЦИЕНТОВ С ЧАСТИЧНОЙ АДЕНТИЕЙ: ОРТОПЕДИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ <i>Д.А. Беглюк, Д.П. Шевченко</i>	9
ПЕРСПЕКТИВЫ СИНТЕЗА ТЕТРАКАЛЬЦИЙФОСФАТА И ПРИМЕНЕНИЯ ДЛЯ БИОПОКРЫТИЙ <i>О.А.Белявская, О.Б. Винокурова, Н.В. Булина, И.Ю. Просанов, М.В. Чайкина, Ю.П. Шаркеев</i>	11
БРУШИТОВЫЙ ЦЕМЕНТ, СОДЕРЖАЩИЙ ПОРИСТЫЕ КЕРАМИЧЕСКИЕ ГРАНУЛЫ КАРБОНАТГИДРОКСИАПАТИТА, ДЛЯ ЛОКАЛЬНОЙ ДОСТАВКИ АНТИБИОТИКОВ <i>С.А. Божкова, А.С. Фомин, И.В. Фадеева, А.П. Рыжов, А.Ю. Кочиш</i>	18
ПОРИСТЫЙ КЕРАМИЧЕСКИЙ ОСТЕОЗАМЕЩАЮЩИЙ КОМПОЗИТ $ZrO_2(MgO)-MgO$ <i>А.С. Буюков, С.Н. Кульков, Л.С. Литвинова</i>	21
ПЕРЕХОДНЫЙ ПРЕДГРУНТОВЫЙ СЛОЙ ДЛЯ СОГЛАСОВАНИЯ ПРОМЫШЛЕННО ПРОИЗВОДИМЫХ КЕРАМИЧЕСКИХ МАСС СО СПЛАВОМ «ТИТАНИД» <i>А.П. Васильева, С.И. Старосветский, Т.А. Хабас, В.И. Верещагин, М.А. Звигинцев</i>	25
КОМПЛЕКСНАЯ ДИАГНОСТИКА НАРУШЕНИЙ ФУНКЦИИ ОБОНЯНИЯ В ПРАКТИКЕ ОТОРИНОЛАРИНГОЛОГА <i>С.Г. Вахрушев, А.С. Смбалян</i>	30
ПОЛУЧЕНИЕ ВЫСОКОДИСПЕРСНЫХ ПОРОШКОВ В СИСТЕМЕ ФОСФАТЫ КАЛЬЦИЯ – ФОСФАТЫ МАГНИЯ СТАРЕНИЕМ В МАТОЧНОМ РАСТВОРЕ <i>М.А. Гольдберг, В.В. Смирнов, О.С. Антонова, А.А. Коновалов, С.В. Смирнов, С. М. Баринов</i>	32
БИОСОВМЕСТИМЫЕ МАТЕРИАЛЫ НА ОСНОВЕ МАГНИЙЗАМЕЩЕННОГО ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТА <i>О.А. Дударева, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова, В.Н. Лясников, И.П. Гришина, А.В. Лепилин, С.Я. Пичхидзе</i>	32
ХАРАКТЕРИСТИКА ОВАРИАЛЬНОГО РЕЗЕРВА ПРИ СИНДРОМЕ ПОЛИКИСТОЗНЫХ ЯИЧНИКОВ <i>С.И. Елгина, А.Ю. Беглова</i>	35
ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ЦЕФАЛОМЕТРИЧЕСКОГО МЕТОДА ПОСТРОЕНИЯ И АНАЛИЗА ОККЛЮЗИОННЫХ ПЛОСКОСТЕЙ ПРИ ПОМОЩИ ТЕЛЕРЕНТГЕНОГРАФИИ <i>А.Н. Завадич, М.А. Звигинцев, М.С. Пашков, А.Н. Короленко</i>	37
ВЛИЯНИЕ ПОРОШКОВЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ГИГИЕНЫ НА ТВЁРДЫЕ ТКАНИ ЗУБОВ <i>А.М. Звигинцев, С.И. Старосветский, В.И. Верещагин, М.А. Звигинцев, М.В. Чайкина</i>	42

ИНТЕГРАЦИЯ ТВЁРДЫХ И МЯГКИХ ТКАНЕЙ ПРИ ДИАБЕТЕ <i>М.А. Звигинцев, С.И. Старосветский, М.М. Вавилова, Ю.В. Дубровина</i>	44
ПРИМЕНЕНИЕ ТРЕХМЕРНОГО ПРИНТЕРА "FORMLABS FORM 2" ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ПРОЦЕДУРЫ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ГРЕБНЯ ЧЕЛЮСТЕЙ <i>И.В. Камендов, Ю.В. Дубровина, Н.В. Немцева, Р.О. Чистяков, А.М. Звигинцев</i>	45
КЕРАМИКА НА ОСНОВЕ ДИОКСИДА ЦИРКОНИЯ С НАПРАВЛЕННОЙ ПОРИСТОСТЬЮ <i>К.С. Камышная, Т.А. Хабас</i>	48
ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ОКСИДОВ ЩЕЛОЧНЫХ МЕТАЛЛОВ И ОКРАШИВАЮЩИХ ПИГМЕНТОВ НА ТЕПЛОВОЕ РАСШИРЕНИЕ И ХИМИЧЕСКУЮ СТОЙКОСТЬ ЛЕЙЦИТОВОЙ КЕРАМИКИ <i>В.В. Климова, Т.А. Хабас, С.И. Старосветский</i>	51
МИКРОДУГОВЫЕ БИОПОКРЫТИЯ НА ОСНОВЕ ФОСФАТОВ КАЛЬЦИЯ С ДОБАВЛЕНИЕМ ЛАНТАНА И КРЕМНИЯ <i>Е.Г. Комарова, М.Б. Седельникова, Ю.П. Шаркеев, М.В. Чайкина, В.В. Шейкин, Е.А. Шелехова, Е.А. Казанцева</i>	55
ВОССТАНОВЛЕНИЕ КУЛЬТЕВОЙ ЧАСТИ РАЗРУШЕННЫХ ЗУБОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ СВЕРХЭЛАСТИЧНОГО СПЛАВА «ТИТАНИД» <i>М.В. Куприянов, С.И. Старосветский, В.Э. Гюнтер</i>	62
КОМПОЗИТЫ С ОТКРЫТОЙ ПОРИСТОСТЬЮ НА ОСНОВЕ ГИДРОКСИАПАТИТА И СОПОЛИ(ЛАКТИД-ГЛИКОЛИД)А <i>Д.Н. Лыткина, А.А. Березовская, Н.М. Коротченко, И.А. Курзина, А.Г. Филимошкин</i>	65
МЕХАНИЗМ ПРОТОННО-КАТИОННОГО ВЗАМОДЕЙСТВИЯ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ НАНОМИНЕРАЛОГИИ <i>А.В. Мананков, Ю.С. Шубина</i>	68
КОМПОЗИЦИОННЫЕ КЕРАМИЧЕСКИЕ ПОКРЫТИЯ С АНТИМИКРОБНЫМ ЭФФЕКТОМ <i>И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, С.В. Мальцева</i>	70
ОСОБЕННОСТИ ПОВТОРНОГО ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ДЕФЕКТАМИ ЗУБНЫХ РЯДОВ МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКИМИ ЗУБНЫМИ ПРОТЕЗАМИ <i>Б.Б. Музафаров, С.И. Старосветский</i>	75
ПОВЫШЕНИЕ ПРОЧНОСТИ ПОРИСТОЙ АЛЮМООКСИДНОЙ КЕРАМИКИ ДОБАВКАМИ НАНОПОРОШКА ОКСИДА АЛЮМИНИЯ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ КАРКАСОВ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ <i>О.А. Проскурдина, В.И. Верещагин, С.И. Старосветский, Д.В. Проскурдин</i>	77
СТРУКТУРНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ОКСИДНЫХ И ОКСИНИТРИДНЫХ ПОКРЫТИЙ ТИТАНА, ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ РЕАКТИВНОГО МАГНЕТРОННОГО РАСПЫЛЕНИЯ И ОЦЕНКА ИХ ГЕМОСОВМЕСТИМЫХ СВОЙСТВ IN VITRO <i>А.А. Пустовалова, Н.М. Иванова, М.Е. Конищев, И.А. Хлусов, Сунь Чжилэй, К.Е. Евдокимов, В.Ф. Пичугин</i>	80
МЕТАЛЛОКЕРАМИЧЕСКИЕ ЗУБНЫЕ ПРОТЕЗЫ НА СПЛАВЕ «ТИТАНИД» <i>С.И. Старосветский, В.А. Ефремов, А.П. Васильева, Т.А. Хабас, В.В. Климова, М.А. Звигинцев</i>	85
ПЛЁНКИ ИЗ МЕТИЛЦЕЛЛЮЛОЗЫ С ФОСФАТАМИ КАЛЬЦИЯ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОЙ ДОСТАВКИ ЛЕКАРСТВЕННЫХ ПРЕПАРАТОВ <i>И.В. Фадеева, Е.С. Трофимчук, Е.В. Рогаткина, Н.И. Никонорова, С.М. Барин</i>	87
КЕРАМИКА ИЗ МЕДЬЗАМЕЩЁННЫХ ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТОВ <i>И.В. Фадеева, А.С. Фомин, М.Е. Шапошников, Я.Ю. Филиппов, О.С. Антонова</i>	90

ЦИНК- ИЛИ МЕДЬСОДЕРЖАЩИЕ КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫЕ ПОКРЫТИЯ ТОРМОЗЯТ IN VITRO РОСТ ПАТОГЕННОЙ МИКРОФЛОРЫ <i>И.А. Хлусов, М.Р. Карпова, Л.С. Муштоватова, О.С. Жданова, Ю.П. Шаркеев, Д.В. Митриченко, А.Б. Просолов, А.Р. Комков, В.И. Рудаев, Е.Г. Комарова, М.Б. Седельникова, Л.С. Литвинова, М.В. Чайкина.....</i>	94
МИКРОДУГОВЫЕ КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫЕ ПОКРЫТИЯ НА ТИТАНЕ ТОРМОЗЯТ РОСТ ОПУХОЛЕВЫХ КЛЕТОК IN VITRO <i>И.А. Хлусов, Ю.П. Шаркеев, Г.Б. Слепченко, Е.Г. Черемпей, Л.С. Литвинова, Е.Г. Комарова, М.Б. Седельникова, В.В. Шуплецова, Н.А. Дунец, О.Г. Хазиахматова, К.А. Юрова, М.Ю. Хлусова, М.В. Чайкина.....</i>	98
ХИРУРГИЯ ВРОЖДЁННЫХ РАСЩЕЛИН НЁБА У БОЛЬНЫХ С РАЗЛИЧНЫМИ ФОРМАМИ КРАНИОСТЕНОЗОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ СЕТЧАТОГО НИКЕЛИДА ТИТАНА <i>З.М. Ходжаев, М.Н. Шакиров, И.Д. Тазин, В.Я. Митасов, Х.О. Гафаров, Р.Н. Джонибекова</i>	102
АНИОННЫЕ ЗАМЕЩЕНИЯ В СТРУКТУРЕ АПАТИТА, ПРИМЕНЯЕМОГО В КАЧЕСТВЕ БИОСОВМЕСТИМОГО МАТЕРИАЛА ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ЦЕЛЕЙ <i>М.В. Чайкина, Н.В. Булина, И.Ю. Просанов, А.В. Ищенко</i>	105
ЭНДОПРОТЕЗЫ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА ДЛЯ ЗАМЕЩЕНИЯ ДЕФЕКТОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ <i>М.Н. Шакиров, И.Д. Тазин, В.Я. Митасов, М.Ш. Мирзоев, Х.О. Гафаров, С.А. Сафаров.....</i>	113
К ВОПРОСУ ОБ УСТРАНЕНИИ ПОСТОСТЕОМИЕЛИТИЧЕСКИХ ДЕФЕКТОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ЭНДОПРОТЕЗАМИ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА <i>М.Н. Шакиров, Р.Н. Джонибекова, М.Ш. Мирзоев, В.Я. Митасов, Х.О. Гафаров, И.Х. Мангутов.....</i>	117
ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕФАБРИКОВАННОГО СЕТЧАТОГО НИКЕЛИДА ТИТАНА В СОСТАВЕ КОМПОЗИТНОГО ЛОСКУТА ПРИ КОНТУРНОЙ ПЛАСТИКЕ ЛИЦА <i>М.Н. Шакиров, И.Д. Тазин, В.Я. Митасов, М.Ш. Мирзоев, Х.О. Гафаров, А.М. Ходжаева, З.М. Ходжаев.....</i>	119
СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ МЕТОДОВ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ГЛУБОКОЙ АТРЕЗИИ В ПОЛОСТИ НОСА <i>М.Н. Шакиров, И.Д. Тазин, В.Я. Митасов, М.Ш. Мирзоев, Х.О. Гафаров, Р.Н. Джонибекова</i>	122
ПРИМЕНЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДОВ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ ПРИ АТРОФИИ АЛЬВЕОЛЯРНЫХ ОТРОСТКОВ В БОКОВЫХ ОТДЕЛАХ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ПРИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ У ПАЦИЕНТОВ С ЧАСТИЧНОЙ АДЕНТИЕЙ <i>Д.П. Шевченко, К.Г. Тарханян, Д.А. Беглюк</i>	126
СИНТЕЗ ГИДРОКСИАПАТИТА ДЛЯ БИОАКТИВНЫХ МАТЕРИАЛОВ <i>Н.Е. Торопков, В.И. Верещагин, Т.С. Петровская, Н.С. Антонкин</i>	130

BEARING MATERIALS FOR JOINT REPLACEMENT AND ENDOPROSTHETIC RECONSTRUCTION- MATERIAL PERFORMANCE, RISKS OF FAILURES AND BIOFILM FORMING –

Lothar Heinric^{1, 2, 3 a)}, Helmut Ahrens⁴, Irina A. Kurzina^{3, b)}

¹ Westphalian Wilhelms University of Muenster, Institute of Biochemistry, 48149 Muenster, Germany

² National Research Tomsk State University,
Laboratory of transmission cell-like and molecular
biomedicine, Tomsk, Russia

³ marcotech oHG, 48149 Muenster, Germany

⁴ Wilhelms University of Muenster, University Clinic,
Institute for Education in Medicine 48149 Muenster, Germany

Corresponding authors:

^{a)} Lothar.Heinrich@uni-muenster.de, ^{b)} kurzina99@mail.ru

Abstract. Despite the high state of the art in joint replacement and the reconstructive tumor surgery failures cannot be totally excluded. Wear of the bearing materials as function of use provide the potential to cause chronic synovitis, soft-tissue failures, progressive bone loss (periprosthetic osteolysis), implant loosening and pathologic fractures. In addition, despite the systemic and perioperative prophylaxis against bacterial contamination the forming of biofilms can take place on implants effectuating septic loosening and postoperative adverse side effects.

Several bearing system such as metal-on-polyethylene, ceramic-on-ceramic will be discussed, as well as *in vivo*-tests results of the biofilm adhesion on different materials.

НЕСУЩИЕ МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ЗАМЕНЫ СУСТАВОВ И РЕКОНСТРУКЦИИ ЭНДОПРОТЕЗОВ. ФУНКЦИОНАЛЬНОСТЬ МАТЕРИАЛА, РИСКИ ДЕФЕКТОВ И ФОРМИРОВАНИЕ БИОПЛЕНОК

Несмотря на высокоразвитое искусство хирургов в замене суставов и реконструкции опухолей вероятность неудачи не может быть полностью исключена. Износ несущих материалов в зависимости от их использования обеспечивает потенциал для развития хронического синовита, дефекта мягких тканей, прогрессивной потери костной массы (околопротезный остеолит), разрыхление имплантатов и патологические переломы. Кроме того, несмотря на системную и периоперационную профилактику против бактериального загрязнения, формирование биопленок, септические процессы имеют место на имплантатах, что способствует послеоперационным неблагоприятным побочным эффектам.

В докладе будет представлено и обсуждено несколько материалов для имплантатов, таких как металл-полиэтилен, керамика-керамика, а также результаты *in vivo* тестов адгезии биопленок на различных материалах.

ДИНАМИКА МОРФОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ВЕРХНЕЧЕЛЮСТНОЙ ПАЗУХИ ПРИ ВЫВЕДЕНИИ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ В ПОЛОСТЬ СИНУСА

О.Д. Байдик¹, П.Г. Сысолятин²

¹ ФГБОУ ВО СибГМУ Минздрава России, г. Томск

E-mail: office@ssmu.ru

² ФГБОУ ВО НГМУ Минздрава России, г. Новосибирск

E-mail: rector@ngmu.ru

В последние годы, несмотря на значительные успехи в развитии эндодонтии, наметилась четкая тенденция роста одонтогенных верхнечелюстных синуситов, связанная с выведением пломбировочного материала в пазуху (К.Э. Арутюнян, 2005; Ф.И. Шульман, 2003). При попадании в пазуху эндогерметики оказывают как местное механическое воздействие, так и выраженный цитотоксический эффект (Л.А. Григорьянц и соавт., 2007; В.В. Локтионов и соавт., 2008). Рядом авторов в эксперименте установлено, что проникновение пломбировочного материала в гайморовый синус вызывает дегенеративные изменения слизистой оболочки (Ф.И. Шульман, 2003; В.В. Локтионов и соавт., 2008). Особую актуальность приобретает морфологическое исследование слизистой оболочки верхнечелюстной пазухи (СО ВЧП) в разные сроки нахождения эндогерметика в синусе.

Цель исследования: изучить динамику морфологических изменений СО ВЧП у больных одонтогенным верхнечелюстным синуситом, связанных с выведением пломбировочных материалов в полость синуса в разные сроки их пребывания.

Материал и методы исследования

Материалом для исследования послужили биоптаты СО ВЧП, взятые в ходе оперативных вмешательств на верхнечелюстных пазухах при синуситах, вызванных корневыми эндогерметиками. Всем больным была проведена эндоскопическая синусотомия.

Биопсийный материал разбит на 3 группы в зависимости от срока пребывания пломбировочного материала в полости синуса: 1-ю группу составили 9 человек с нахождением корневой пломбы в сроки до 1-го года; 2-ю группу – от 1 года до 5 лет (12 пациентов); 3-ю – от 5 лет и более (11 пациентов). Контрольная группа представлена биоптатами визуально неизменной СО ВЧП, полученными в ходе оперативных вмешательств по поводу ретенционных кист у 6 пациентов. Возраст больных от 17 до 26 лет (средний возраст – $23,83 \pm 2,51$ год).

Для световой микроскопии фрагменты СО ВЧП фиксировали в 10 % нейтральном формалине в течение 24–36 часов, обезвоживали в спиртах возрастающей концентрации и заливали в парафин по стандартной методике. Гистологические препараты окрашивали гематоксилином и эозином, ставили PAS-реакцию. В полученных препаратах изучали состояние эпителия, определяли численную плотность клеточных элементов (нейтрофилов, лимфоцитов, плазмочитов, макрофагов, тучных клеток, эозинофилов) в 1 мм².

Результаты и обсуждение

Морфологическое исследование показало, что в норме СО ВЧП выстлана многорядным реснитчатым эпителием. В собственной пластинке присутствовали в основном лимфоциты, макрофаги, фибробласты и нейтрофильные лейкоциты.

При исследовании биоптатов СО ВЧП пациентов 1-й группы с пребыванием корневого герметика в полости ВЧП обнаруживалась гипертрофия, дистрофия бокалоцитов. Выраженные признаки гиперсекреции слизи в бокаловидных экзокриноцитах сопровождались расширением апикальной части клетки с усиленным накоплением в ней ШИК-позитивного секрета. В 1/3 биоптатов СО ВЧП выявлялись очаговая базально-клеточная гиперплазия, и как следствие, увеличение высоты эпителия до 5–7 рядов (в контрольной группе – 3–4 ряда). На некоторых участках СО эпителий имел типичное строение.

Во 2-й группе во всех биоптатах выявлена дистрофия бокаловидных экзокриноцитов: вакуолизация цитоплазмы и снижение секреции. Их цитоплазма характеризовалась незначительным содержанием ШИК-позитивного материала. На некоторых участках СО ВЧП на поверхности эпителиального пласта выявлялись комплексы слущенных клеток. В 1/3 случаев наблюдалась атрофия реснитчатого эпителия с дедифференцировкой клеток. Такие эпителиоциты имели призматическую форму, центрально расположенное ядро, окруженное узким ободком базофильной цитоплазмы.

При исследовании биоптатов СО ВЧП 3-й группы выявлена тотальная однорядная метаплазия эпителия. Клетки отличались гиперхроматозом, имели уплощенную или кубическую форму. В некоторых участках определялась эксфолиация эпителиального пласта с оголением базальной мембраны.

Клеточная инфильтрация собственной пластинки СО ВЧП в указанных группах отличалась качественными и количественными параметрами. Численная плотность клеток в 1 мм² СО ВЧП у пациентов 1-й и 2-й группы было выше, чем в контроле и в 3-й группе пациентов. В тоже время в 1 мм² СО ВЧП у пациентов 1-й группы отмечалось статистически значимое ($p < 0,05$) повышение численной плотности тучных клеток и эозинофилов по сравнению с показателями как в контрольной, так в 2-й и 3-й групп. Тучные клетки продуцируют эффекторные цитокины иммунного воспаления – IL-5, IL-13. Известно, что IL-5 активирует эозинофилы в тканях (Н.В. Яглова, 2009; Р.М. Хаитов и соавт., 2010; A. Duguet et al., 2001). Обладая высокой цитотоксичностью и повреждая эпителиоциты, эозинофильные лейкоциты способны вызывать регенераторную гиперплазию эпителия (Г.И. Непомнящих, 2005; A. Linder et al., 1993; J. Skladzien et al., 2001). Этот факт нашел свое подтверждение в развитии базально-клеточной гиперплазии в биоптатах СО в сроки нахождения корневого герметика в синусе до 1 года. На поздних сроках (более 5 лет) пребывания корневой пломбы в пазухе в собственной пластинке СО выявлено увеличение количества макрофагов и лимфоцитов по сравнению со значениями в сроки до 1 года ($p < 0,05$). Уменьшение эозинофилов вероятно, связано с элиминацией и/или всасыванием токсичных метаболитов пломбирочного материала с поверхности СО ВЧП. В биоптатах 2-й группы в собственной пластинке СО ВЧП выявлено статистически значимое ($p < 0,05$) увеличение числа макрофагов и лимфоцитов по сравнению со значениями в контрольной, 1-й и 3-й группах с одновременным уменьшением количества эозинофилов (таблица 2). У пациентов 3-й группы по сравнению с контролем и пациентами 1-й группы определялось одностороннее повышение численной плотности клеток фибробластического ряда в СО ВЧП.

Таким образом, пломбирочный материал, выведенный за пределы корневого канала в полость верхнечелюстного синуса, вызывает воспалительный процесс в СО. Характер изменений СО напрямую зависит от сроков пребывания эндогерметика и колеблется от выраженной полиморфно-клеточной инфильтрации собственной пластинки до дегенеративных изменений эпителиоцитов.

МЕНЕДЖМЕНТ МЯГКИХ ТКАНЕЙ В ОБЛАСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ У ПАЦИЕНТОВ С ЧАСТИЧНОЙ АДЕНТИЕЙ: ОРТОПЕДИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ

Д.А. Беглюк¹, Д.П. Шевченко²

¹ ООО «Оксана», г. Красноярск
E-mail: biodent2013@yandex.ru

² КрасГМУ, г. Красноярск
E-mail: shevchenkodp@mail.ru

В настоящее время в мировой стоматологической практике для устранения дефектов зубочелюстной системы широко используется протезирование с опорой на дентальные имплантаты. До недавнего времени совершенствование стоматологических имплантатов осуществлялось преимущественно в направлении улучшения качества поверхности, контактирующей с костью. При этом вопросам повышения эффективности ортопедической составляющей имплантологического лечения, несмотря на его актуальность уделяется недостаточно внимания. Аналитическая работа над отечественной и зарубежной специальной литературой показывает, что ортопедическое лечение с применением дентальных имплантатов имеет ряд особенностей и отличий в изготовлении зубных протезов по сравнению с традиционными методами ортопедического лечения. Проблема восстановления полноценной функции с использованием дентальных имплантатов при полном отсутствии зубов остается до настоящего времени одной из сложнейших в клинике ортопедической стоматологии. Однако, основное внимание исследователи уделяют механическим аспектам – поиску новых конструкционных решений для совершенствования стоматологических имплантатов, а физиологическая составляющая функционирования тканей окружающих имплантологический комплекс и его оценка с помощью различных методик практически не проводилась.

Наиболее информативным и простым методом функциональной оценки микроциркуляции является лазерная доплеровская флоуметрия, широко используемая в последнее время в стоматологии. Однако сведения о состоянии микроциркуляции в окружающих имплантат мягких тканях недостаточны или отсутствуют. В связи с этим объективная оценка функционального состояния системы микроциркуляции в окружающих имплантат мягких тканях является актуальной для прогнозирования ближайших и отдаленных результатов протезирования частичных дефектов зубных рядов с применением дентальных имплантатов.

Материал и методы

На обследование принято 20 пациентов с частичной вторичной адентией нижней челюсти. Для характеристики дефектов зубных рядов применялась классификация Кеннеди. Все пациенты, принятые на лечение, имели дефекты зубных рядов 3–4 классов по Кеннеди. Ортопедическое лечение больных проводили металлокерамическими протезами с опорой на имплантаты «CSM» (Южная Корея). При обследовании пациентов применяли клинические, рентгенологические, функционально-диагностические методы исследования. Клинические методы включали в себя сбор анамнеза, определение состояния мягких тканей, индекса гигиены (ОHI-S).

Функционально-диагностические методы оценки микроциркуляции в окружающих имплантат мягких тканях проводились с помощью аппарата для проведения лазер-

ной доплеровской флоуметрии «ЛАКК-02» производство НПП «Лазма» до установки формирователей десны, через 10 дней после установки формирователей (перед снятием оттисков), перед установкой мостовидных протезов, через 14 дней после установки, через 90 дней после временной фиксации.

Результаты исследования и их обсуждение

Состояние микроциркуляции в тканях десны окружающих имплантат, ограничивающих дефект зубного ряда, нарушается. Это характеризуется снижением гемодинамических показателей и нарушением гемодинамических механизмов регуляции. Степень изменений зависит от исходного состояния мягких тканей.

Реакция микрососудов в тканях десны через 10 дней после установки формирователей сопровождается развитием застойных явлений в микроциркуляторном русле. гемодинамические механизмы регуляции тканевого кровотока в окружающих имплантаты мягких тканях нарушаются, что ведет к снижению активной и пассивной его модуляции (Alf/ct снижается на 2–36 %, $АНР/a$ – на 28–35 %) с явлениями венозного застоя в микроциркуляторном русле ($Aa</st$ повышается на 16–54 %). Реакция микрососудов окружающих имплантаты мягких тканях сопровождается падением уровня кровотока (на 20 %), его интенсивности в 3,2 раза и вазомоторной активности микрососудов в 2,1 раза, что ведет к снижению эффективности функционирования микроциркуляции, вследствие усиления венозного застоя на фоне вазоконстрикции.

Перед фиксацией мостовидных протезов на временный цемент уровень кровотока (ниже исходного на 10 %) и его интенсивность восстанавливается (ниже исходного в 2 раза), как и вазомоторная активность микрососудов (остается сниженной по сравнению с исходной в 1,5 раза), что ведет к улучшению эффективности функционирования микроциркуляции.

Через 14 дней после временной фиксации мостовидных протезов в микроциркуляторном русле в окружающей имплантат десне функциональные нарушения вновь усиливаются, развивается застойная гиперемия. Уровень кровотока ниже исходного на 15 %), его интенсивность ниже исходного в 2,5 раза, вазомоторная активность микрососудов снижается по сравнению с исходной в 1,8 раза).

Через 90 дней после временной фиксации, явления застойной гиперемии значительно уменьшаются, происходит нормализация состояния микроциркуляции в тканях десны, окружающих имплантат.

Изучение состояния микроциркуляции в области мостовидных протезов, на основании полученных результатов гемодинамических изменений, позволило дать объективную оценку состоянию мягких тканей, окружающих имплантат при функционировании несъемных металлокерамических конструкций.

Заключение

При ортопедическом лечении включенных дефектов зубных рядов мостовидными металлокерамическими конструкциями на искусственных опорах, следует учитывать исходное состояние микроциркуляции мягких тканей, окружающих имплантат. На этапе ортопедического лечения через 10 дней после установки формирователей (перед снятием оттисков), через 14 дней после фиксации несъемной ортопедической конструкции, через 90 дней после фиксации несъемной ортопедической конструкции необходимо контролировать состояние тканевого кровотока в микроциркуляторном русле тканей десны. Через 90 дней после фиксации несъемной ортопедической конструкции при нормализации микроциркуляции кровотока проводить фиксацию зубных протезов на постоянный цемент. В случае отсутствия явлений нормализации гемоди-

намики в мягких тканях, окружающих имплантат продлить сроки временной фиксации до 180 дней с контролем кровотока методом ЛДФ.

Список литературы

1. Байлова Г.Б., Чернышева Л.Е. Морфологические и функциональные изменения при частичной вторичной адентии моляров // Казанск. вестн. стоматол. 1995. – Книга 1. – С. 41–43.
2. Белая Е.А. Клиническая оценка результатов ортопедического лечения цельнолитыми протезами // Материалы II Съезда Стоматологической ассоциации (Общероссийская). – Екатеринбург, 1995. – С. 204–206.
3. Белозерцев А.Ю. Клинико-функциональный анализ лечения частичного отсутствия боковых зубов мостовидными протезами: автореф. дисс. ... канд. мед. наук. – Иркутск, 2001. – 23 с.
4. Белоусова М.А. Патогенетическое обоснование коррекции микроциркуляторных нарушений слизистой оболочки протезного ложа: автореф. канд. мед. наук. Чита, 1998. – 19 с.
5. Бякова Ж.С. Оценка состояния регионарного кровотока при использовании зубных протезов с магнитной фиксацией // Нижегород. мед. журн. 2003. – С. 164–165.
6. Ирсалиев Х.И. Морфофункциональные особенности кровоснабжения слизистой оболочки полости рта при отсутствии зубов и их протезирование // Стоматология. 1993. – № 3. – С. 55–57.
7. Кречина Е.К. Лазерная доплеровская флоуметрия при изучении состояния микроциркуляции в пародонте // Актуальные проблемы стоматологии: Тез. докл. Всерос. науч.-практ. конф. – М., 2000. – С. 78–79.
8. Кречина Е.к. Развитие оценки информативных признаков лазерной доплеровской флоуметрии в пародонтологии // ЦНИИ стоматологии 40 лет: История развития и перспективы. – М., 2002. – С. 71–74.
9. Кречина Е.К. Определение степени микроциркуляторных нарушений в пародонте методом лазерной доплеровской флоуметрии // Методы исследования регионарного кровообращения и микроциркуляции в клинике. – Санкт-Петербург, 2004. – С. 72–74.

ПЕРСПЕКТИВЫ СИНТЕЗА ТЕТРАКАЛЬЦИЙФОСФАТА И ПРИМЕНЕНИЯ ДЛЯ БИОПОКРЫТИЙ

**О.А.Белявская¹, О.Б. Винокурова², Н.В. Булина², И.Ю. Просанов²,
М.В. Чайкина², Ю.П. Шаркеев¹**

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт физики прочности и материаловедения Сибирского отделения
Российской академии наук, г. Томск
E-mail: obel@ispms.tsc.ru

² Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт химии твердого тела и механохимии Сибирского отделения
Российской академии наук, г. Новосибирск
E-mail: chaikinam@solid.nsc.ru

Дегенеративные и воспалительные проблемы костей и суставов затрагивают миллионы людей во всем мире. Для людей старше 50 лет, проживающих в развитых странах, на их долю приходится половина всех хронических заболеваний. Существует прогноз, что доля лиц указанной возрастной категории, пострадавших от болезней костей, удвоится к 2020 году [1]. Отмеченная тенденция определяет актуальность совершенствования биоматериалов, несмотря на достигнутый в последние 50 лет огромный прогресс в этой

области. Фосфаты кальция применяют в медицине для лечения поврежденных костных тканей, благодаря их химическому и фазовому подобию неорганической составляющей костной ткани. По классификации материалов, основанной на характере отклика организма после введения материала, фосфаты кальция занимают самую привлекательную позицию – они биоактивны, в отличие от токсичных и биоинертных материалов.

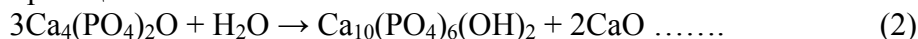
Современным этапом в развитии медицинского материаловедения является «регенерационный» подход, в рамках которого предпочтение отдается не механическому замещению костной ткани биоматериалом, подобным ей, а созданию условий для активной и качественной регенерации костной ткани. С позиций «регенерационного» подхода от биоматериалов требуется увеличение скорости биодеградации материала в организм и согласование ее со скоростью образования новой костной ткани [2]. В связи с этим, ведется поиск фосфатов кальция, альтернативных чистому гидроксипатиту (ГА), который имеет низкую скорость резорбции в тканях организма. Моноклинный тетракальцийфосфат (ТТКФ, ТТСР, $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$), также известный под названием минерал хилгенстокит (hilgenstockite), впервые описанный в 1883 г., формируется в системе ($\text{CaO-P}_2\text{O}_5$) при температуре более 1300 °С. ТТКФ является единственным фосфатом кальция с отношением Ca / P больше, чем у ГА [3]. Благодаря его структурному и химическому сродству с ГА, основному компоненту твердых тканей человека и животных, интерес к ТТКФ, как перспективному биоматериалу для имплантатов, не исчезает. Биосовместимость и адгезия к костной ткани ТТКФ сравнима с ГА. Тем не менее, в связи с метастабильностью соединения, сложностью синтеза фазово-чистого ТТКФ, обусловленной ограниченностью методов синтеза использованием твердофазных реакций при высоких температурах с обеспечением быстрой закалки и отсутствия влаги, ТТКФ был систематически охарактеризован по физическим и физико-химическим свойствам относительно поздно [4]. Открытие Брауном и Чау [5] свойства ТТКФ, обладающего самой высокой из кальцийфосфатных солей щелочностью и растворимостью при pH менее 4, вступать в реакцию с безводным дикальцийфосфатом CaHPO_4 (ДКФА) и образовывать в физиологических условиях чистый ГА по реакции (1), привело к разработке нового типа самоустанавливающихся ГА-образующих цементов. Эти материалы являются инъекционными, затвердевают внутри поврежденной костной ткани с выделением небольшого количества тепла, что позволяет избежать отмирание окружающих клеток [1]. Они эффективно используются для реконструкций черепно-мозговых, орбитальных и др. дефектов.



При образовании ГА из ТТКФ в смеси с другими «кислыми» фосфатами кальция, как показано в уравнении реакции (1), не выделяются кислотные или щелочные побочные продукты, что еще более повышает высокую биосовместимость этого материала, поскольку во время реакции затвердевания кислотность таких цементов лишь немногим выше физиологической [6]. Открытие свойства ТТКФ в сочетании с «кислыми» фосфатами кальция образовывать в физиологических условиях ГА-образующие цементы определило и ограничило во многом направление исследований этого соединения в последнем десятилетии [4, 7]. Значительное внимание исследователей обращено на способы синтеза ТТКФ, обеспечивающие фазовую и химическую чистоту соединения [8, 3, 9]. Тем не менее, идеи использования биосовместимых кальцийфосфатных покрытий на металлические поверхности имплантируемых изделий, несмотря на сложности способов синтеза, условий хранения (с ограничением степени влажности атмосферы), коснулись и ТТКФ, в связи с высокой биосовместимостью этого соединения [3, 10]. Напыление биопокровов методом высокочастотного (ВЧ) магнетронного напыления привлекает многих

исследователей возможностью получения тонких (менее 1 мкм) однородных по составу пленок, характеризующихся высокой прочностью сцепления с металлической основой [11]. Известен целый ряд работ по нанесению методом ВЧ-магнетронного напыления покрытий состава ГА [3]. Однако, фундаментальных исследований с использованием в качестве распыляемой мишени фосфатов кальция состава, отличного от ГА, не проведено в достаточной мере. Интерес представляет работа [12] по исследованию ВЧ-магнетронного распыления мишеней из разных фосфатов кальция, в т. ч. и ТТКФ.

Получение ТТКФ представляет непростую задачу, так как, он метастабилен и, взаимодействуя с влагой воздуха, при остывании после отжига образцов, разлагается на ГА и оксид кальция по реакции:



В большинстве случаев образцы после отжига охлаждают быстрой закалкой от температуры 1400–1500 °С до комнатной [3, 10].

Синтез ТТКФ нами был проведен с использованием метода механической активации исходных компонентов перед отжигом образцов.

Образцы были активированы в планетарной мельнице АГО-3, которая имеет 3 стальных барабана, объемом 2 литра каждый. Синтез проводился стальными шарами в количестве 2 кг, и навеске исходной смеси 0,2 кг в каждом барабане. Скорость вращения барабанов мельницы 1300 об/мин. Перед синтезом проводилась предварительная «автофутеровка» внутренней части барабанов и шаров смесью идентичного состава для предотвращения попадания в образцы «натира» железа. Для этого, смесь, идентичная составу для синтеза образца, помещалась в барабаны, и активировалась 30 секунд. При этом рабочая зона барабанов и шары покрывались реакционной смесью, предотвращая загрязнение образца. Затем она выгружалась, и в барабаны загружалась реакционная смесь синтезируемого образца. Общее время синтеза образца длилось 15 минут с остановками через 7,5 минут для охлаждения барабанов.

Образцы тетракальцийфосфата были синтезированы по двум вариантам.

Синтез образца ТТСП-1 проводился в две стадии. На первой стадии был получен β-трикальцийфосфат – β-Са₃(РО₄)₂, а на второй стадии отожженный при 1200 °С образец трикальцийфосфата подвергался механической активации с оксидом кальция СаО и получением прекурсора тетракальцийфосфата с отношением (Са/Р)_{ат} = 2, который затем отжигался при 1400 и 1500 °С в течение 5 часов. Несмотря на такое соотношение компонентов, активированная смесь по данным РФА и ИКС представляла собой гидроксипатит с примесью непрореагировавшего оксида кальция.

Образец ТТСП-2 – был получен в одну стадию путем предварительной механической активации смеси компонентов – гидрофосфата и оксида кальция в равном соотношении: 2СаНРО₄ + 2СаО. Механически активированная в течение 15 минут смесь тоже состояла из гидроксипатита с примесью непрореагировавшего оксида кальция. Образец также был отожжен при температурах 1400 и 1500 °С в течение 5 часов. В табл. 1 представлен состав фаз образцов, синтезированных в одну и две стадии.

Таблица 1. Соотношение фаз после отжига образцов ТТСП-1 и ТТСП-2

Обозначение образцов	ГА, %	СаО, %	Са ₄ (РО ₄) ₂ О, %	Са ₃ (РО ₄) ₂ , %
ТТСП-1-1400	19	4	77	0
ТТСП-1-1500	13	6	82	0
ТТСП-2-1400	29	4	67	0
ТТСП-2-1500	22	4	74	0

Как видно из табл. 1, примеси ГА гораздо больше в образцах, отожженных при 1400 °С. Это четко видно на рис. 1, где приведены рентгенограммы образца ТТСП-1 после отжига при 1400 и 1500 °С в течение 5 часов с постепенным остыванием в печи до комнатной температуры в воздушной среде.

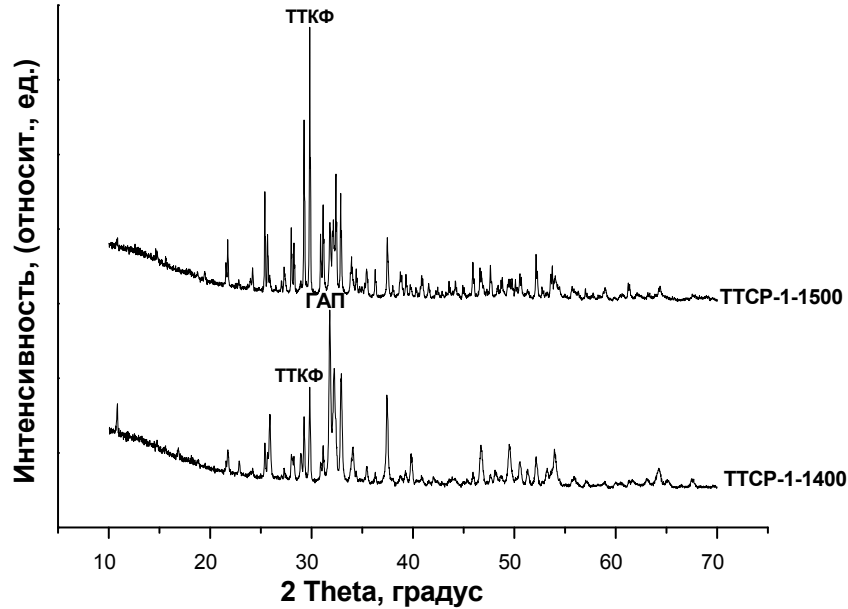


Рис. 1. Рентгенограммы образца ТТСП-1 после отжига при 1400 и 1500 °С

Однако, если сравнить рентгенограмму образца ТТСП-1 с картотеккой Search-Match № 25-1137, то практически, все рефлексы образца ТТСП-1, отожженного при 1500 °С, совпадают (рис. 2).

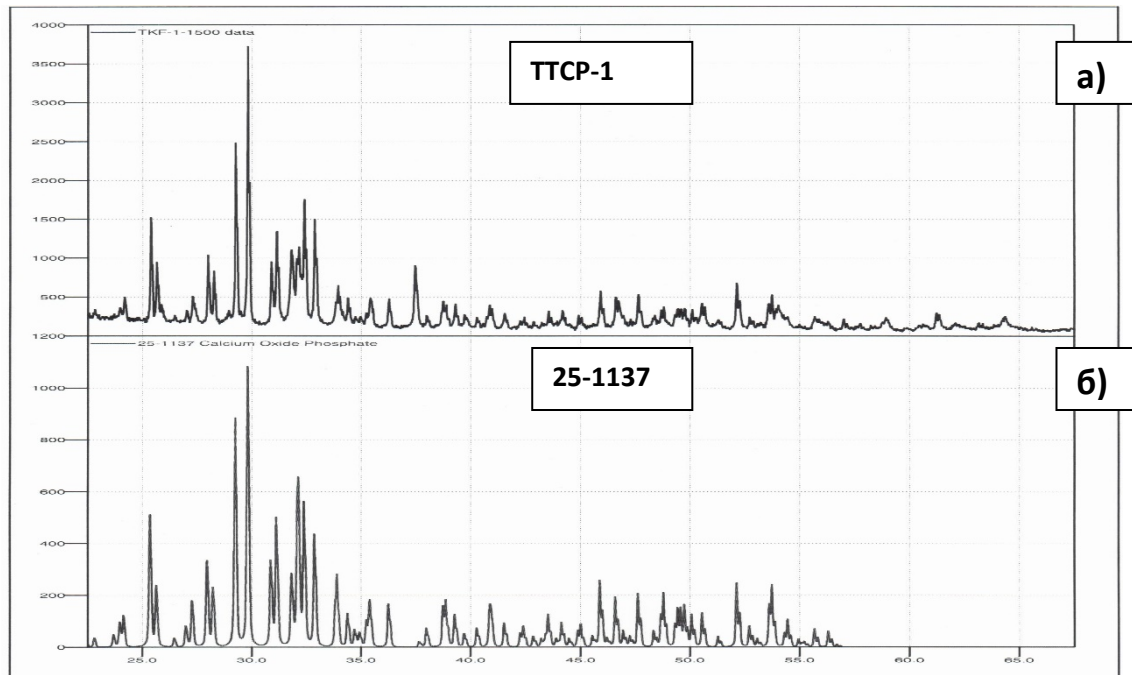


Рис. 2. Рентгенограмма образца ТТСП-1:
а) после отжига при 1500 °С; б) стандартная по картотеке

Параметры решетки образца ТТСП-1 также близки к данным, приведенным в карточке № 25-1137 и в табл. 2 автора работы [3].

Таблица 2. Параметры решетки синтезированных образцов ТТСП

Обозначение образцов	Ca ₄ (PO ₄) ₂ O					
	a, Å	b, Å	c, Å	beta, градус	V, Å ³	ОКР, нм
ТТСП-1-1400	7.0123(4)	11.9784(6)	9.4644(4)	90.87(1)	794.88(6)	198(8)
ТТСП-1-1500	7.0121(4)	11.9776(5)	9.4643(4)	90.88(1)	794.80(6)	246(10)
ТТСП-2-1400	7.0119(3)	11.9783(5)	9.4640(4)	90.87(1)	794.80(6)	218(8)
ТТСП-2-1500	7.0117(3)	11.9766(5)	9.4637(4)	90.88(1)	794.64(6)	232(10)

Важную информацию о составе фаз можно получить по данным ИКС. Тетракальцийфосфат имеет сложный ИК-спектр, весьма отличающийся полосами поглощения от гидроксиапатита и других фосфатов кальция [11].

На рис. 3 и 4 приведены ИК-спектры образцов ТТСП-1 и ТТСП-2.

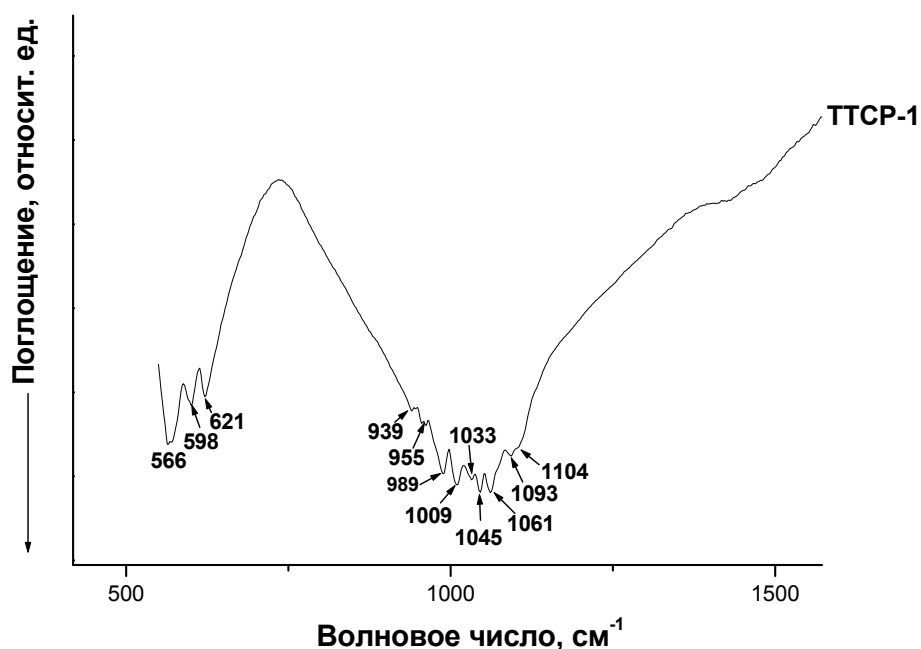


Рис. 3. ИК-спектр образца ТТСП-1

Согласно литературным данным отнесения полос поглощения колебаний связей Р-О тетракальцийфосфата, приведенным в работе [3] (табл. 2), и у авторов [4] (табл. 1), в синтезированных нами образцах полосы поглощения ИК-спектров обусловлены колебаниями связей фосфора с кислородом PO₄³⁻ – тетраэдров. Полосы поглощения (рис. 3 и 4) с волновыми числами 1104, 1093-1092, 1061, 1045-1046, 1031-1033, 1009-1010, 986 см⁻¹ относятся к трижды вырожденным валентным колебаниям связей Р-О фосфатной группы ТТСП. Полосы поглощения с волновыми числами 955, 937-939 см⁻¹ относятся к симметричным валентным колебаниям Р-О связей фосфатного тетраэдра. Полосы поглощения с волновыми числами 622, 598 и 565 см⁻¹ отнесены к 4 трижды вырожденным деформационным колебаниям связей О-Р-О фосфатной группы ТТСП.

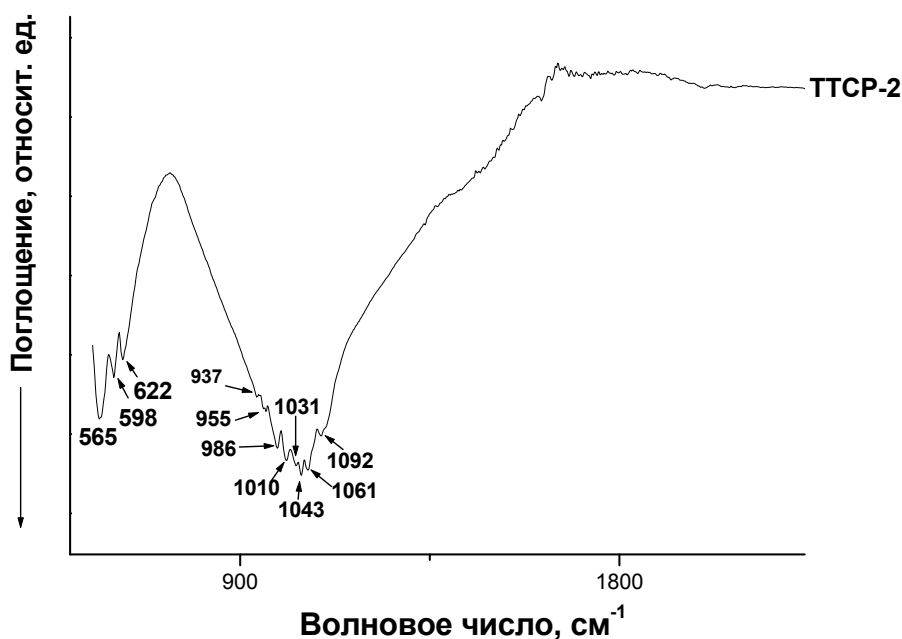


Рис. 4. ИК-спектр образца ТТСП-2

Сравнение двух вариантов синтеза тетракальцийфосфата, согласно данным РФА и ИКС, показало возможность его получения с использованием предварительной механической активации из разных исходных веществ. При получении ТТКФ из предварительно синтезированного β -трикальцийфосфата продукт содержал меньше примеси ГА. Отжиг образцов при 1400 °С без быстрой закалки сопровождается значительной примесью ГА и оксида кальция. После отжига при 1500 °С образцы представляли собой тетракальцийфосфат с характерной рентгенограммой и ИК-спектрами, идентичными стандартным образцам ТТКФ. Эти образцы, вероятно, могут быть успешно использованы в качестве материала для мишеней ВЧ-магнетронного напыления.

Процесс создания мишеней для ВЧ-магнетронного напыления покрытия включает операции прессования, обжига, соединения с катодом. Все эти операции при использовании ТТКФ должны быть выполнены с обеспечением условия ограничения влажности атмосферы среды, в которой они будут выполняться. Из анализа литературных источников не получено достаточных сведений по многим свойствам ТТКФ, поскольку тетракальцийфосфатные покрытия исследовались, большей частью, как побочные продукты, полученные при нанесении других кальцийфосфатных покрытий [3]. Существует обнадеживающая информация о том, что ТТКФ не вступает в реакцию с водой при комнатной температуре в течение 4-х недель [13]. Возможно, потребуется создание специального состава пресспорошка смешением ТТКФ с порошками биосовместимых соединений, имеющих большое сродство к образованию кристаллогидратов, или композитного состава с биополимерами. Обжиг спрессованной мишени, скорее всего, требует введение режима закалки при охлаждении, возможно с использованием СВЧ-технологии [14].

Выполнен первый этап исследований по созданию мишеней для ВЧ-магнетронного напыления биопокровий тетракальцийфосфатного состава.

Список литературы

1. Navarro M., Michiardi A., Castañõ O. and Planell J. A. Biomaterials in orthopaedics // *Journal of the Royal Society Interface*. – 2008. – Т. 5. – С. 1137–1158.
2. Hench L.L., Polak J.M. Third-generation biomedical materials // *Science*. – 2002. – Т. 295. – С. 1014–1017.
3. Moseke C., Gbureck U. Tetracalcium phosphate: Synthesis, properties and biomedical applications. Review // *Acta Biomaterialia*. – 6 (2010). – P. 3815–3823.
4. Posset U., Ločcklin E., Thull R., Kiefer W. Vibrational spectroscopic study of tetracalcium phosphate in pure polycrystalline form and as a constituent of a self-setting bone cement // *Journal of Biomedical Materials Research*. – July 1998. – С. 640–645.
5. Brown W.E. and Chow L.C. A new calcium phosphate, water-setting cement // *Cement Research Progress*. – P.W. Brown (ed.). – American Ceramic Society. – Westerville. – Ohio. – 1986. – С. 351–379.
6. Гурин А.Н., Комлев В.С., Фадеева И.В., Баринов С.М. Костные кальций-фосфатные цементы, применение в челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии // *Стоматология*. – 2011. – Т. 90. – Вып. 5. – С. 64–72.
7. Ярмошкина И.В., Свентская Н.В., Сивков С.П. Синтез и исследование свойств гидроксипатитовых цементов // *Успехи в химии и химической технологии*. – 2012. – Т. XXVI. – № 6 (135). – С. 55–59.
8. Jalota S., Cuneyt Tas A. and Bhaduri S.B. Synthesis of HA-Seeded TTCP ($\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$) Powders at 1230 °C from $\text{Ca}(\text{CH}_3\text{COO})_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$ and $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ // *J. Am. Ceram. Soc.* – 2005. – Т. 88 [12]. – С. 3353–3360.
9. Liao J., Duan X., Li Y., Zheng C., Yang Z., Zhou A., Zou D. Hindawi Synthesis and Mechanism of Tetracalcium Phosphate from Nanocrystalline Precursor // *Publishing Corporation Journal of Nanomaterials*. – 2014. – С. 11. – ID 840102 <http://dx.doi.org/10.1155/2014/840102>.
10. Klein CPAT, Patka P, Wolke JGC, de Blicke-Hogervorst JMA, de Groot K. Long term in vivo study of plasma-sprayed coatings on titanium alloys of tetracalcium phosphate, hydroxyapatite and a-tricalcium phosphate // *Biomaterials*. – 1994. – 15:146–50.
11. Narushimal T., Ueda K., Goto T., Masumoto H., Katsubel T., Kawamura H., Ouchi C., Iguchi Y. Preparation of Calcium Phosphate Films by Radiofrequency Magnetron Sputtering // *Materials Transactions*. – 2005. – Т. 46. – № 10. – С. 2246–2252.
12. Ozeki K., Fukui Y., Aoki H. Influence of the calcium phosphate content of the target on the phase composition and deposition rate of sputtered films // *Applied Surface Science*. – 2007. – Т. 253. – С. 5040–5044.
13. Elliott J.C. Structure and chemistry of the apatites and other calcium orthophosphates. – Amsterdam: Elsevier, 1994.
14. Gandou Z, Nounah A., Nouneh K., Yahyaoui A. Effect of time of microwave activation synthesis on crystallite size of spheroid β -Tricalcium Phosphate nanopowders // *J. Mater. Environ. Sci.* – 2016. – Т. 7 (5). – С. 1653–1662.

БРУШИТОВЫЙ ЦЕМЕНТ, СОДЕРЖАЩИЙ ПОРИСТЫЕ КЕРАМИЧЕСКИЕ ГРАНУЛЫ КАРБОНАТГИДРОКСИАПАТИТА, ДЛЯ ЛОКАЛЬНОЙ ДОСТАВКИ АНТИБИОТИКОВ

С.А. Божкова¹, А.С. Фомин¹, И.В. Фадеева², А.П. Рыжов², А.Ю. Кочиш¹

¹ Федеральное государственное бюджетное учреждение Минздрава Российской Федерации научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии (РНИИТО) им. Р.Р. Вредена, 1195427, г. С.-Петербург, ул. Байкова, д. 8, Россия

² Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт металлургии и материаловедения им. А.А. Байкова Российской академии наук (ИМЕТ РАН), г. Москва, 119991, Ленинский пр., 49, Россия

Разработан брушитовый цемент (БЦ) на основе бета-трикальцийфосфата (β -ТКФ) и монокальцийфосфата моногидрата (МКФМ), содержащий пористые керамические частицы карбонатгидроксиапатита (КГА). В качестве цементной жидкости использовали 8%-й водный раствор лимонной кислоты. Количество гранул КГА варьировали от 5 до 15 мас. %. Время твердения БЦ зависит от количества КГА, при содержании КГА в цементе 10 мас. % время схватывания составляет 7–9 мин. Кислотность цемента близка к физиологическим значениям – 6,8–7,2.

Изучена фармакокинетика выделения различных антибиотиков – ванкомицина, фосфомицина, аксетина из гранул КГА различной формы. Выявлена зависимость скорости выделения антибиотиков от пористости и микроструктуры гранул КГА. Так, из высокопористых гранул КГА неправильной формы весь антибиотик выделяется в течение первых 12 часов эксперимента, в то время как пористые сферические гранулы обеспечивают пролонгацию выхода антибиотика в течение 1–2 суток. При введении гранул, наполненных антибиотиком, в состав цементной пасты время выхода антибиотика существенно замедляется и лимитируется биорезорбцией цемента с высвобождением гранул.

Введение

Развитие и хронизация инфекционного процесса в области хирургического вмешательства после больших ортопедических операций неизменно приводит к формированию дефектов костной ткани. В настоящее время существуют различные материалы для лечения костных дефектов при хроническом остеомиелите. Наиболее перспективными являются кальцийфосфатные цементы (КФЦ) из-за подобия их химического состава минеральному компоненту костной ткани. КФЦ сочетают в себе такие качества, как остеокондуктивность – способность поддерживать жизнедеятельность остеобразующих клеток, биосовместимость – отсутствие отрицательных реакций со стороны организма, и резорбируемость – способность цемента растворяться под воздействием жидкостей организма, замещаясь новообразующейся костной тканью.

Экспериментальная часть

Для получения цемента использовали порошки β -ТКФ и МКФМ «хч», Aldrich. Для регулирования кислотности цемента использовали керамические гранулы КГА. Дополнительно, для увеличения прочности в состав цемента был введен цитрат аммония («хч», Fisher Biotech). В качестве затворяющей жидкости использовали водный раствор лимонной кислоты. β -ТКФ получали твердофазным методом с использованием механохимической активации, из оксида кальция и двузамещенного фосфата аммония.

Высушенный порошок просеивали через сито 100 мкм, подвергали термообработке в муфельной печи при 900 °С в течение 1 часа для кристаллизации β-ТКФ.

Гранулы КГА получали, как описано ранее в [3].

В качестве затворяющей жидкости использовали 8%-й водный раствор лимонной кислоты.

Образцы цемента формовали в тefлоновой форме, рН контролировали с помощью рН-метра Эксперт-001 (Россия).

Время твердения определяли при помощи прибора Вика согласно стандарту ISO 1566.

Рентгенофазовый анализ (РФА) цементных образцов проводили с помощью дифрактометра Regaku (Япония) в режиме на отражение с использованием CuK_α излучения; съемку производили через 10 мин и через 2 часа после затворения цемента.

Результаты и обсуждение

В процессе затворения цемента происходит химическое взаимодействие компонентов по реакции (2) с образованием дикальцийфосфата дигидрата (ДКФД):

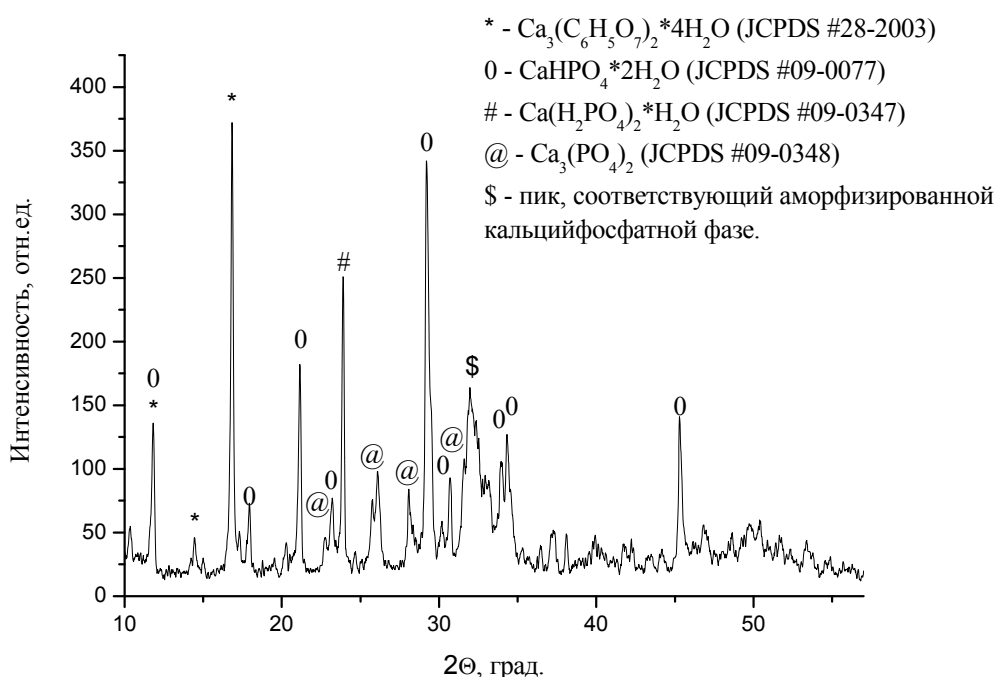
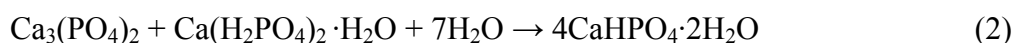
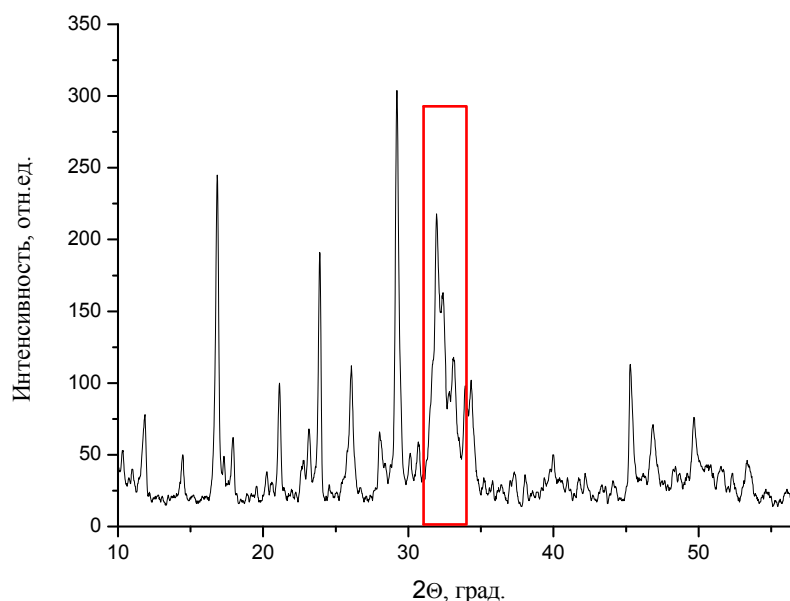


Рис. 1. Дифрактограмма образца цемента после твердения спустя 7 суток. Образец цемента без гранул, с эквимолекулярным соотношением β-ТКФ и МКФМ

На дифрактограмме образца цемента после твердения (рис. 1) присутствуют как фазы исходных компонентов цемента, так и фаза ДКФД. Оценить степень превращения, ввиду большого числа фаз, затруднительно; тем не менее, если судить по относительной интенсивности пиков ДКФД и бета-ТКФ, она выше 50 %. Кроме того, присутствует аморфная составляющая, что характерной особенностью всех кальцийфосфатных цементов. Также обнаружено присутствие значительного количества фазы цитрата кальция.

На рис. 2 приведена дифрактограмма образца цемента после твердения, содержащего гранулы КГА.



*Рис. 2. Дифрактограмма образца цемента после твердения спустя 7 суток.
С гранулами КГА 6 %, содержание гранул 15 мас. %.
Красной рамкой выделен пик апатитной фазы*

Основное отличие от образца без гранул – появление в выделенной области характерных для апатитовой фазы пиков, которые отнесены нами к фазе КГА. Следует отметить, что интенсивность этих пиков значительно выше находящихся в той же области основных пиков фазы АФК, поэтому не представляется возможным сделать вывод о наличии или отсутствии фазы АФК. Остальные наблюдаемые фазы идентичны, степень превращения МКФМ и бета-ТКФ в ДКФД, как и в случае предыдущего образца, также выше 50 %.

Наибольшее значение прочности при сжатии достигается при введении 15 мас. % гранул КГА. При дальнейшем увеличении количества гранул роста прочности при сжатии не наблюдается.

Скорость выделения антибиотика из сферических гранул КГА и гранул КГА неправильной формы изучали на примере ванкомицина и фосфомицина, которые наиболее часто используются в клинической практике.

В ходе изучения зависимости фармакокинетики выхода ванкомицина и фосфомицина от пористости, размера пор гранул и составляющего их материала методом ВЭЖХ было установлено, что из гранул неправильной формы ванкомицин и фосфомицин выделяются в течение первых 10 минут наблюдений, в то время как выделение антибиотика из сферических гранул происходит несколько медленнее. Пористые сферические гранулы обеспечивают пролонгацию выхода антибиотика в течение 1–2 суток. Установлено, что природа антибиотика существенно влияет на скорость затвердевания цемента – при добавлении ванкомицина – порядка 8–10 мин, фосфомицина – более полутора часа.

В случае, когда гранулы, наполненные антибиотиком, помещают в жидкий цемент, скорость выделения антибиотиков существенно замедляется и лимитируется скоростью резорбции цемента в жидкостях организма.

Выводы

1. Разработан брушитовый цемент (БЦ) на основе бета-трикальцийфосфата (β -ТКФ) и монокальцийфосфата моногидрата (МКФМ), содержащий пористые керамические частицы карбонатгидроксиапатита (КГА).

2. Установлено, что наибольшее значение прочности при сжатии достигается при введении 15 мас. % гранул КГА.

3. При изучении фармакокинетики выхода ванкомицина установлено, что из гранул неправильной формы ванкомицин и фосфомицин выделяются в течение первых 10 минут наблюдений, в то время как выделение антибиотика из сферических гранул происходит в течение 1–2 суток.

4. Установлено, что природа антибиотика существенно влияет на скорость затвердевания цемента – при добавлении ванкомицина – порядка 8–10 мин, фосфомицина – более получаса.

Таким образом, разработанный БЦ, содержащий пористые сферические гранулы КГА, перспективен для использования в качестве системы локальной доставки антибиотиков в зону инфекции.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 15-08-06860.

Список литературы

1. Гурин А.Н., Комлев В.С., Фадеева И.В., Баринов С.М. Костные кальций-фосфатные цементы. Применение в челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии // Стоматология. – 2011. – Т. 90. – № 5. – С. 64–72.
2. Ambard A., Mueninghoff L. Calcium phosphate cement: review of mechanical and biological properties // J Prosthodont. – 2006. – № 15. – С. 321–328.
3. Комлев В.С., Фадеева И.В., Гурин А.Н., Ковалева Е.С., Смирнов В.В., Баринов С.М. Влияние содержания карбонат-групп в карбонатгидроксиапатитовой керамике на ее поведение in vivo // Неорганические материалы. – 2009. – Т. 45. – № 3. – С. 373–378.

ПОРИСТЫЙ КЕРАМИЧЕСКИЙ ОСТЕОЗАМЕЩАЮЩИЙ КОМПОЗИТ $ZrO_2(MGO)$ -MGO

А.С. Буюков, С.Н. Кульков, Л.С. Литвинова

Национальный исследовательский Томский государственный университет, г. Томск

E-mail: alesbuyakov@gmail.com

Одна из активно развиваемых в последнее время областей применения керамических материалов – медицина. Особый интерес оксидная керамика вызывает в качестве остеозамещающего материала. Керамика на основе диоксида циркония (ZrO_2), стабилизированного оксидом магния (MgO), устойчива к стерилизации γ -облучением и обработке в паровом автоклаве, а магний находясь в составе имплантата участвует в процессах синтеза протеинов и ДНК способен ускорять регенерацию костной ткани в приконтактной области.

Помимо химической биосовместимости важную роль играет структура материала, определяемая кристаллическим строением. Развитая структура поверхности и связанная пористость способствуют адгезии клеток остеобластов и их пролиферации внутри имплантата. Поэтому информация о параметрах тонкой кристаллической структуры –

микродисторсии решетки и размеров областей когерентного рассеяния (ОКР), принципиально важна для получения биологической совместимости материала [1, 2].

Цель настоящей работы – изучение влияния концентрации MgO в пористом материале $ZrO_2(MgO) - MgO$ на параметры тонкой кристаллической структуры и биологическую активность материала.

В работе изучена керамика $ZrO_2(MgO)-MgO$, полученная путем холодного одноосного прессования механических смесей порошков диоксида циркония, стабилизированного 3 мол. % оксидом магния $ZrO_2(MgO)$ с добавлением оксида магния (MgO). Образцы получены прессованием и последующим спеканием при температуре 1600 °С с изотермической выдержкой в течение часа. Пористость керамик порядка 47 ± 2 % получена добавлением частиц сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ) в исходные составы, который удалялся при изотермической выдержке при 300 °С в течение часа.

Проведены рентгеноструктурные исследования, изучена микроструктура керамик с помощью растровой электронной микроскопии, а также оценена витальности мультипотентных мезенхимальных стволовых клеток (ММСК) при культивировании на поверхности керамики в течении 14 дней.

Исследования фазового состава показали, что при концентрации MgO более 25 % видно возникновение MgO в свободном виде и отсутствие моноклинной фазы ZrO_2 , что может говорить о стабилизации диоксида циркония в кубической сингонии и достижении предела растворимости MgO в ZrO_2 [3].

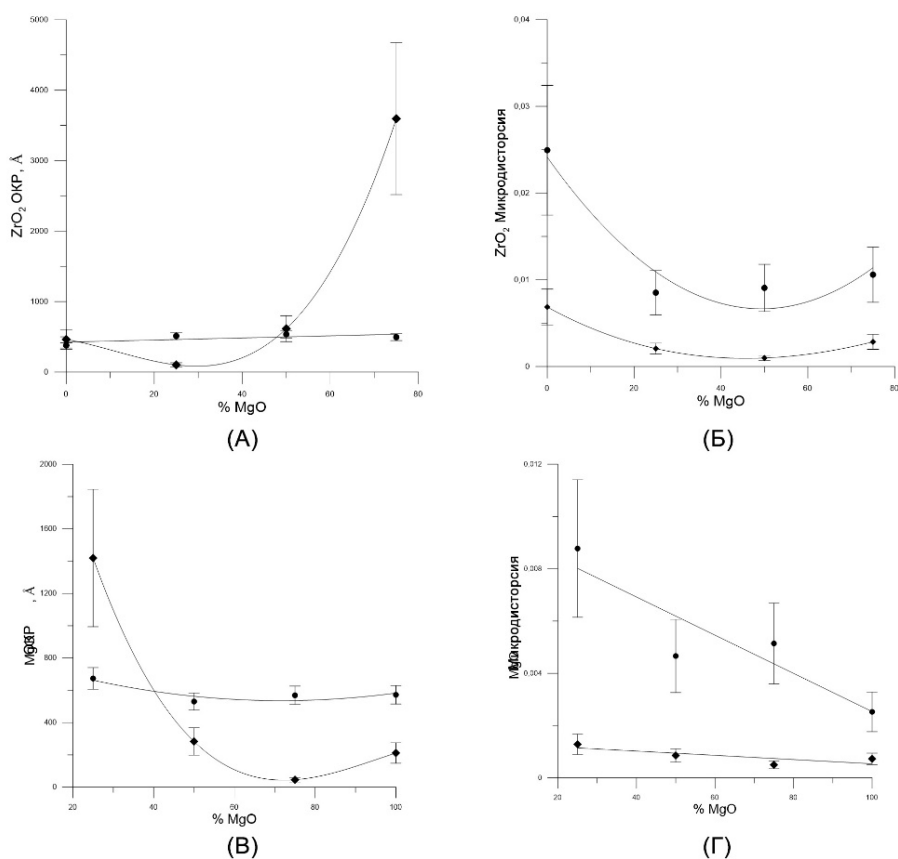


Рис. 1. Зависимости ОКР и микроискажений кристаллической решетки от состава на полированной поверхности – обозначены точками, и на поверхности разрушения – обозначены ромбами.

(А). ОКР ZrO_2 , (Б). Микроискажения кристаллической решетки ZrO_2
(В). ОКР MgO, (Г). Микроискажения кристаллической решетки MgO

На рис. 1 показаны зависимости среднего размера кристаллитов и микроискажений кристаллической решетки кубической фазы $ZrO_2(MgO)$ и MgO от состава.

Видно, что с увеличением содержания MgO увеличивается средний размер кристаллитов кубической фазы ZrO_2 , в то время как средний размер кристаллитов и микроискажения кристаллической решетки MgO уменьшаются. На поверхности разрушения средний размер областей когерентного рассеяния имеет большее значение, что говорит о разрушении по границам кристаллитов [4].

На рис. 2 показаны структура полированной поверхности материала и распределение пор по размерам. Видно, что пористость бимодальна: микропоры, со средним размером 28 мкм и средней дисперсией $SD_1 = 2$ и макропоры – 103 мкм, $SD_2 = 27$, причем дисперсия почти не зависит от состава.

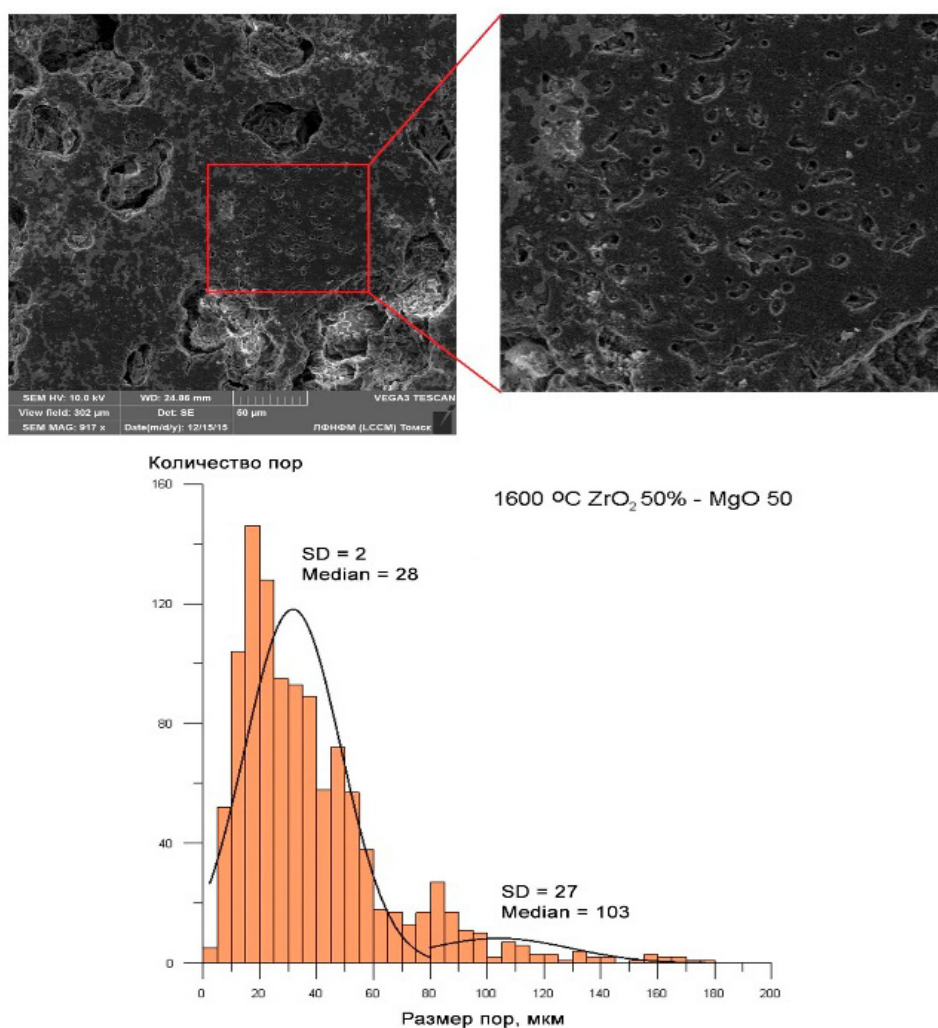
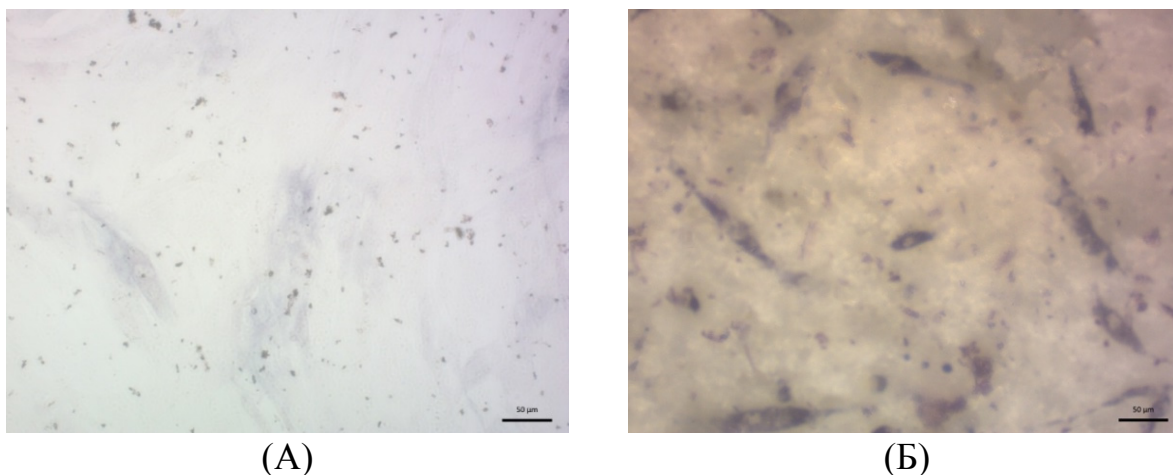


Рис. 2. Распределение пор по размерам на полированной поверхности образца $ZrO_2(MgO)50\% - MgO 50\%$

Анализ биологической активности материала показал, что при проведении *in vitro* исследований после 14 дней культивирования средняя витальность клеток на поверхности керамик составляла порядка 93 %, что сравнимо с витальностью клеток перед посевом. Кроме того, следует отметить наличие клеточных скоплений в порах образцов, возможно, из-за их пролиферации [5, 6].

Для определения способности ММСК к направленной остеогенной дифференцировке проведена детекция щелочной фосфатазы: недифференцированные ММСК не экспрессируют, либо слабо экспрессируют щелочную фосфатазу, что дает лишь фоновое окрашивание, а культивируемые в течение 14 суток в остеоиндуктивной среде на поверхности пористой керамики ММСК дифференцируются в остеогенном направлении и дают насыщенное окрашивание среды при колориметрическом детектировании щелочной фосфатазы, которая является маркером остеогенной дифференцировки. Обнаружение активности щелочной фосфатазы показало, что культивируемые ММСК на поверхности керамических образцов сохраняют свою способность к остеогенной дифференцировке [7].



*Рис. 3. Детекция щелочной фосфатазы ММСК:
(А) недифференцированные ММСК в первые сутки эксперимента.
(Б) культивируемые в течение 14 суток ММСК*

Заключение

Проведенные исследования показали, что создание пористых керамических материалов введением частиц СВМПЭ позволяет получить бимодальную пористость. Вне зависимости от состава все изучаемые керамики обладали средней пористостью 28 и 103 мкм.

Средний размер ОКР кубической фазы ZrO_2 увеличивается с ростом концентрации MgO , микроискажения кристаллической решетки ZrO_2 и средний размер ОКР и микроискажений кристаллической решетки MgO уменьшаются.

In vitro исследования показали, что исследуемые материалы не обладают цитотоксичностью, а клетки ММСК при культивировании на поверхности образцов сохраняют высокую жизнеспособность и способность к остеогенной дифференцировке. Развитая структура изучаемых материалов способствует адгезии клеток и их пролиферации в поровые каналы.

Исследования выполнены при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки, грант РФ RFMEFI60714X0069.

Список литературы

1. Buyakova S., Sablina T., Kulkov S.N. Zirconia-based powders and properties of sintered ceramics for biomedical applications // NEW OPERATIONAL TECHNOLOGIES (NEWOT'2015): Proceedings of the 5th International Scientific Conference «New Operational Technologies». – Vol. 1688. AIP Publishing, 2015.
2. Kulkov S., Buyakova S. Porosity and mechanical properties of zirconium ceramics // NEW OPERATIONAL TECHNOLOGIES (NEWOT'2015): Proceedings of the 5th International Scientific Conference «New Operational Technologies». – Vol. 1688. AIP Publishing, 2015A.
3. Wong H.M., Zhao Y., T.V., Wu S., Chu P.K., Zheng Y., To M.K.T., Leung F.K.L., Luk K.D.K., Cheung K.M.C., Yeung K.W.K. In vivo stimulation of bone formation by aluminum and oxygen plasma surface-modified magnesium implants // Biomaterials. – 2013. – Vol. 34, Iss. 38. – P. 9863–9876.
4. Frohbergh M.E., Katsman A., Botta G.P., Lazarovici P., Schauer C.L., Wegst U.G.K., Lelkes P.I. Electrospun hydroxyapatite-containing chitosan nanofibers crosslinked with genipin for bone tissue engineering // Biomaterials. – 2012. – Vol. 33, Iss. 36. – P. 9167–9178.
5. Gremillard L., Martin L., Zych L., Crosnier E., Chevalier J., Charbouillot A., Sainsot P., Espinouse J., Aurelle J.-L. Combining ageing and wear to assess the durability of zirconia-based ceramic heads for total hip arthroplasty // Acta Biomaterialia. – 2013. – Vol. 9, Iss. 7. – P. 7545–7555.
6. Gutsol A., Sokhnevich N.A., Yurova K.A., Khaziakhmatova O.G., Shupletsova V.V., Litvinova L.S. Dose-dependent effects of dexamethasone on functional activity of T-lymphocytes with different grades of differentiation, Molecular Biology 49 (1), 130–137 (2015).
7. Nandakumar A., Cruz C., Mentink A., Birgani Z.T., Moroni L., Blitterswijk C. van, Habibovic P. Monolithic and assembled polymer–ceramic composites for bone regeneration // Acta Biomaterialia. – 2013. – Vol. 9, Iss. 3. – P. 5708–5717.

ПЕРЕХОДНЫЙ ПРЕДГРУНТОВЫЙ СЛОЙ ДЛЯ СОГЛАСОВАНИЯ ПРОМЫШЛЕННО ПРОИЗВОДИМЫХ КЕРАМИЧЕСКИХ МАСС СО СПЛАВОМ «ТИТАНИД»

**А.П. Васильева¹, С.И. Старосветский¹,
Т.А. Хабас², В.И. Верещагин², М.А. Звигинцев¹**

¹ *Медицинский лечебно-профилактический центр по проблеме сахарного диабета, г. Красноярск
E-mail: alisiochka@rambler.ru*

² *Национальный исследовательский Томский политехнический университет, г. Томск
E-mail: habas@yandex.ru*

Литейный сплав «Титанид» нашел в настоящее время клиническое применение в стоматологии, в частности в клинике ортопедической стоматологии в качестве материала для изготовления как съемных, так и несъемных зубных протезов без керамического покрытия [1].

Этот материал благоприятно передает жевательное давление на ткани опорных зубов вследствие своих уникальных биомеханических свойств. Поэтому актуально его применение в качестве несущего элемента высоко эстетичного металлокерамического протеза. Однако, данные об использовании сертифицированных керамических масс для покрытия сплава «Титанид» отсутствуют [2–4].

При нанесении массы «Triceram» непосредственно на металлическую основу («Титанид») на микроснимке, сделанном с помощью оптического микроскопа, отчетливо видны три слоя покрытия на металле – грунт, дентин и эмаль (рис. 1). Но уже при этом исследовании можно отметить, что грунтовый слой «Triceram» ложится на металлическую подложку несколько неравномерно, как будто не смачивается им при плавлении.



Рис. 1. Покрытие системой «Triceram» коронки из никелида титана, оптическая микроскопия, $\times 320$

Анализ контактной области «Титанид» – грунт «Triceram» с помощью электронной микроскопии (рис. 2) показывает, что здесь имеются протяженные участки отслоения или слабого прилегания шириной от 1,5 до 8,0 мкм. Это является следствием недостаточного уровня адгезии покрытия и объясняет его многочисленные дефекты.

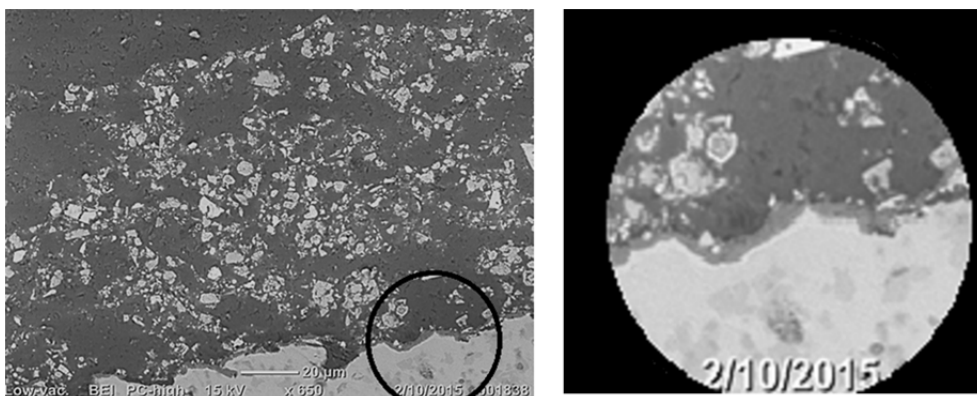


Рис. 2. Микроструктура области прилегания грунтового покрытия «Triceram» на поверхности никелида титана, электронная микроскопия, $\times 650$

Указанные дефекты могут быть следствием, как несоответствия коэффициента термического расширения, так и недостаточной адгезии стеклокристаллического материала к никелиду титана [5, 6]. Решением данной проблемы может быть нанесение промежуточного между металлом и грунтом «Triceram» предгрунтового покрытия, которое должно обладать хорошими адгезивными свойствами как по отношению к металлу, так и к следующему за ним грунтовому покрытию («Triceram»).

Разработка состава керамической массы промежуточного предгрунтового слоя проводилась с учетом имеющегося опыта [7–15] создания покрытий на основе лейцитового стекла с введением оксида титана для усиления химического сродства поверхности никелида титана. Состав готовых композиций показан в таблице (табл. 1)

Таблица 1. Составы шихт предгрунтовых слоев и грунта «Triceram» (основные оксиды)

Шифр образца	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Na ₂ O	K ₂ O	CaO	TiO ₂	P ₂ O ₅	Fe ₂ O ₃	ZnO	BaO	MgO
ПГр10	53,20	8,37	15,95	3,67	2,43	15,10	1,06	0,22	–	–	–
ПГр4	57,45	8,59	14,87	4,87	0,13	11,07	1,13	0,86	1,03	–	–
ПГр18	56,12	9,00	15,22	4,13	2,79	9,13	1,17	0,31	2,12	–	–
«Triceram» (грунт)	56,08	17,55	14,05	2,02	0,79	1,61	0,08	0,47	2,32	4,44	0,59

Для термодинамического анализа плавкости предлагаемых стеклокристаллических материалов предгрунтового слоя и грунта «Triceram» их химический состав был пересчитан на трехкомпонентную систему Na₂O-Al₂O₃-SiO₂.

Точки этих составов, так же как и грунта массы «Triceram» на диаграмме состояния системы Na₂O-Al₂O₃-SiO₂ располагаются в поле кристаллизации нефелина. Фрагмент диаграммы состояния с точками составов показан на рис. 3.

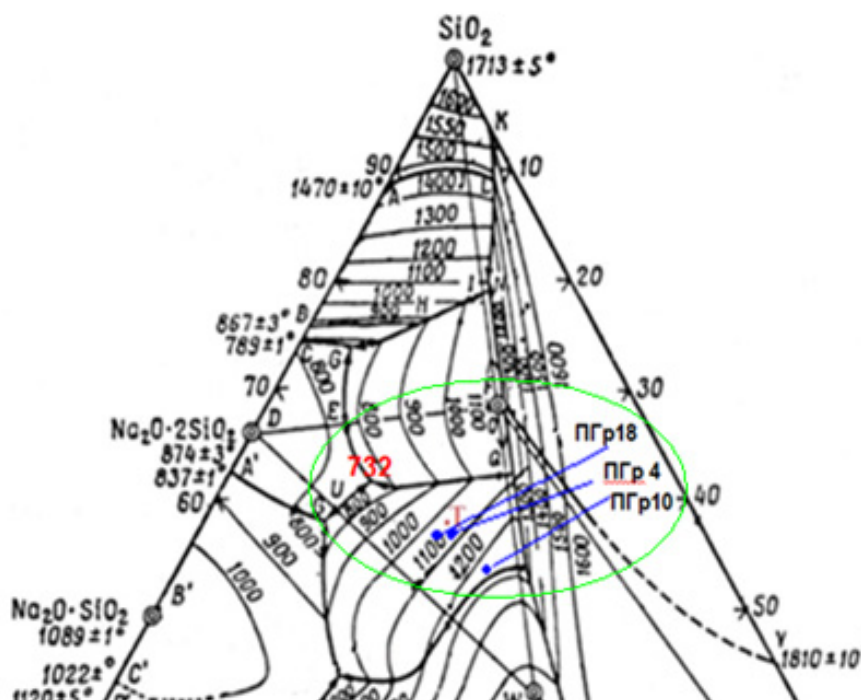


Рис. 3. Фрагмент диаграммы состояния Na₂O-Al₂O₃-SiO₂ с точками предлагаемых составов предгрунтового слоя

Плавление предгрунтовых составов и грунта массы «Triceram» начинается при 732 °С (эвтектика). Согласно графику плавкости, при температуре нанесения на металлическую основу (780 °С) образуется разное количество расплава: 30 % (ПГр10), 56 % (ПГр4) и 68 % (ПГр18). Полное плавление предгрунтовых промежуточных масс, рас-

считанное по диаграмме (рис. 4), наступает при температуре 1045 °С (ПГр18), 1075 °С (ПГр4) и 1250 °С (ПГр10).

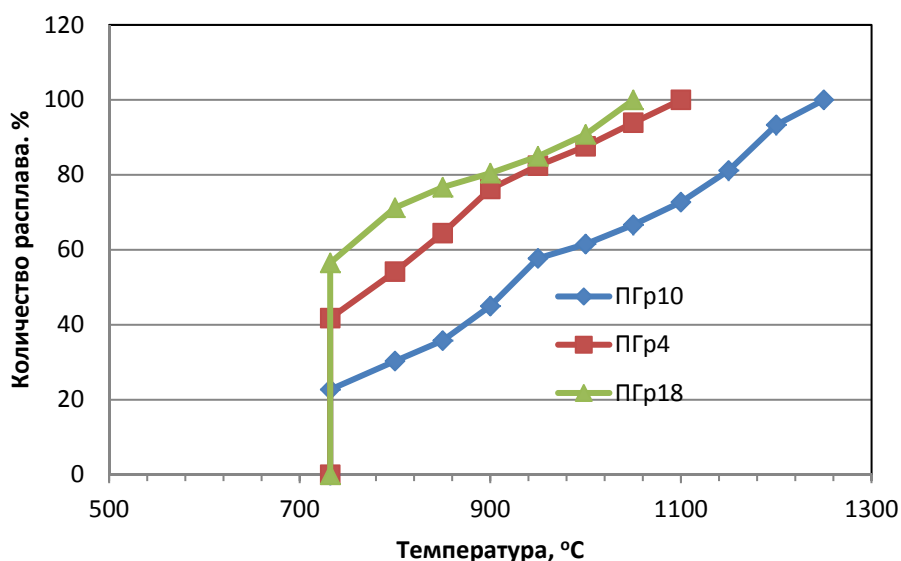


Рис. 4. Кривые плавкости фритт предгрунтового промежуточного слоя по диаграмме состояния $Na_2O-Al_2O_3-SiO_2$

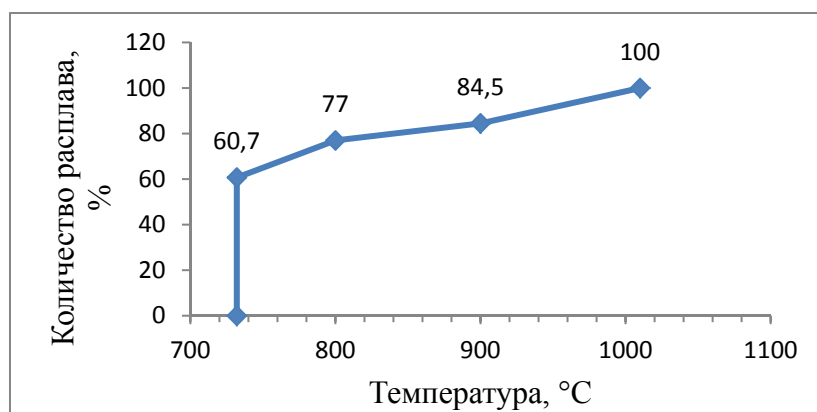


Рис. 5. Кривая плавкости грунта массы «Triceram» по диаграмме состояния $Na_2O-Al_2O_3-SiO_2$

Полное плавление массы «Triceram» 1010 °С, что приемлемо для использования в стоматологической практике. Количество расплава при спекании грунта «Triceram» составляет 72 %, что обеспечивает растекание. Количество твердой фазы у грунта массы «Triceram» составляет по расчетам 28 %, что достаточно для грунтовых масс. В промежуточном слое при этой температуре количество твердой фазы составляет по расчету в среднем 46 %, обеспечивая укрытие металла.

На практике при температуре нанесения покрытия 780 °С все три предложенных материала ПГр имеют хорошую адгезию к поверхности металла. Однако исследования показали, что, несмотря на близость оксидного состава, их поведение при термообработке несколько отличается, что приводит к различию в структуре. На первый взгляд послойное покрытие системы «Triceram» на никелид титана с применением слоя ПГр4 на микроснимке кажется идеальным (рис. 6).

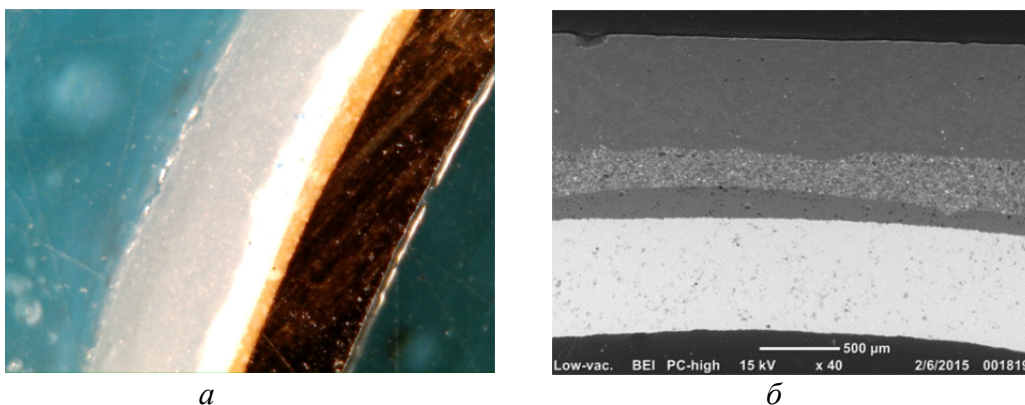


Рис. 6. Структура покрытия с промежуточным слоем ПГр4:
 а – оптическая микроскопия $\times 220$ (промежуточный слой оранжевый);
 б – электронная микрофотография

На всем протяжении среза отслоений не фиксируется, однако электронная микроскопия уже при увеличении 600 (рис. 7) позволяет зафиксировать неоднородности в этом слое, которые, скорее всего, объясняются кристаллизацией стекла при выбранной схеме температурной обработки. Кристаллизация сопровождается образованием полостей вокруг кристаллов. Очевидно, что именно эти дефекты строения слоя будут ответственны за разрушение композиции при эксплуатации.

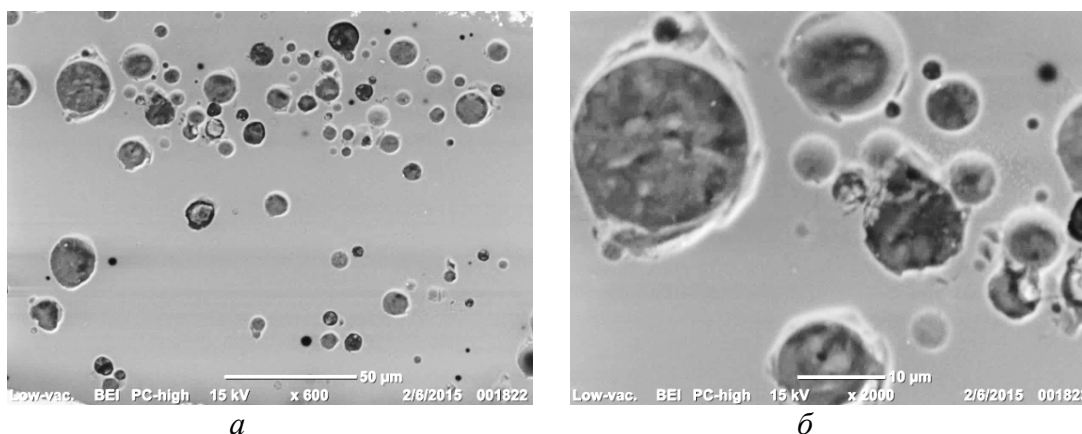


Рис. 7. Микрофотография промежуточного слоя ПГр4:
 а – общий вид $\times 600$; б – фрагменты с кристаллизацией

Сравнительный анализ показывает, что наиболее равномерной структурой отличается промежуточный слой под шифром ПГр10. В его объеме отсутствуют области аномальной структуры, т. е. потенциальные центры деформации (сколов или трещин).

При применении состава промежуточного предгрунтового стеклокристаллического материала ПГр10 отслоений не наблюдается. Снижению дефектности композиции способствуют однородность получаемого материала (без кристаллизации в виде отдельных укрупненных фрагментов) и усиление адгезии за счет диффузии ионов никеля и титана в стеклокристаллический слой.

Список литературы

1. Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., Ясенчук Ю.Ф., Чекалкин Т.Л. Никелид титана. Медицинский материал нового поколения. – Томск: Изд-во МИД, 2006. – 296 с.
2. Pang I.C., Gilbert J.L., Chai J., Lautenschlager E.P. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium copper alloy // J. Prosthet. Dent. – 1995. – V. 73. – No 1. – P. 17–25.
3. Razzoog M.E., Lang B.R., Russel M.M., May K.B. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain // J. Prosthet. Dent. – 1994. – V. 72. – No 5. – P. 453–456.
4. Пустовал Е.П., Быкова М.В., Парунов В.А. Изучение биологической совместимости титанового сплава BT-14 для изготовления зубных протезов // Актуальные вопросы стоматологии: Сборник научных трудов к 90-летию В.Ю. Курляндского. – М., 1998. – С. 169–170.
5. Старосветский С.И., Васильева А.П., Ефремов В.А., Гюнтер В.Э., Верещагин В.И., Звигинцев М.А. Изменение величин окисного слоя TiNi сплава при спекании различных керамических масс // Медицина в Кузбассе. – 2009. – № 2. – С. 172–173.
6. Виллер А. Металлокерамика и коэффициент термического расширения // Новое в стоматологии. – 1997. – № 4. – С. 45–47.
7. Старосветский С.И., Звигинцев М.А., Верещагин В.И., Хабас Т.А., Васильева А.П., Ефремов В.А., Проскурдина О.А., Гюнтер В.Э. Разработка керамического покрытия титановых сплавов для металлокерамических зубных протезов // Вестник Сибирского государственного аэрокосмического университета им. М.Ф. Решетнева. – 2011. – № 7 (40). – С. 147–150.
8. Дьяконенко Е.Е. Супер-фарфор Наритакэ Т1-22 для облицовки титана: выигрышное сочетание прочности и эстетических свойств керамики с легкостью и биосовместимостью металла / Е.Е. Дьяконенко // Ин-т стоматологии. – 2001. – № 4. – С. 58–59.

КОМПЛЕКСНАЯ ДИАГНОСТИКА НАРУШЕНИЙ ФУНКЦИИ ОБОНЯНИЯ В ПРАКТИКЕ ОТОРИНОЛАРИНГОЛОГА

С.Г. Вахрушев, А.С. Смбалян

*Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого
Минздрава РФ, г. Красноярск
E-mail: vsg20061@gmail.com*

Введение

Учитывая, что технология исследования обоняния достаточно трудоемкая и длительная, а также ввиду отсутствия стандартизированного алгоритма диагностики оториноларингологу не всегда удается выполнить ольфактометрию на первичном приеме.

Цель работы

Оценить значение комплексной диагностики нарушений обоняния в практике оториноларинголога.

Методы исследований

Нами было проведено исследование 287 пациентов с дизосмией на базе Красноярского государственного медицинского университета «Клиника новых технологий» с использованием различных методов диагностики обоняния: метод Воячека, метод Борнштейна, метод «Sniffin Sticks Test» МРТ обонятельной луковицы, регистрация хемосенсорных вызванных потенциалов.

Результаты и обсуждение

Проведя более 100 исследований обоняния, с использованием субъективных (качественных) методов, мы выделили положительные стороны и некоторые практические недостатки этих методов.

Положительные стороны: относительно несложные в освоении и практическом исполнении методы, не требуют специального обучения, длительность исследования не более 15 минут. Отрицательные стороны диагностики: отсутствие официальных наборов для диагностики, малоинформативность диагностических тестов (не выявляет пороги восприятия запахов, способности к дискриминации и идентификации), не уточняет топика заболевания.

До определенной степени лишен вышеперечисленных проблем качественно-количественный метод «Sniffin Sticks Test». Метод состоит из трех частей.

Положительные стороны метода: способность определять порог обоняния, способность к дискриминации и идентификации. Тест является психофизическим, таким образом, можно оценить и когнитивные расстройства. Недостатки метода: необходимость культуральной адаптации на этапе идентификации (некоторые запахи не узнаваемы для пациентов, проживающих на территории РФ), длительность диагностики более 45 минут при билатеральном исследовании с использованием расширенного варианта теста.

Если в анамнезе у пациента снижение или отсутствие обоняния возникло в результате травмы или длительность жалоб составляет от года и больше, то необходимо провести МРТ головного мозга с прицелом на обонятельную луковицу, с целью исключения новообразований, травм, нейродегенеративных процессов головного мозга и изменений объема обонятельной луковицы.

Существует группа пациентов, у которых вышеперечисленные методы исследования не достаточны для выяснения этиологии дизосмии, это пациенты с нейродегенеративными процессами головного мозга, и с перцептивными периферическими типами дизосмий. Таким пациентам необходимо проводить регистрацию хемосенсорных вызванных потенциалов. Технология этого метода исследования достаточно сложна и до последнего времени оценивалась как неоднозначная из-за необходимости частотно-временного анализа вызванных потенциалов

Заключение

Для комплексной диагностики обонятельного анализатора необходимо: разработать диагностический алгоритм, разработать, или выбрать официальные наборы для ольфактометрии, разработать диагностический стандарт для технологии исследования обоняния.

ПОЛУЧЕНИЕ ВЫСОКОДИСПЕРСНЫХ ПОРОШКОВ В СИСТЕМЕ ФОСФАТЫ КАЛЬЦИЯ – ФОСФАТЫ МАГНИЯ СТАРЕНИЕМ В МАТОЧНОМ РАСТВОРЕ

**М.А. Гольдберг, В.В. Смирнов, О.С. Антонова,
А.А. Коновалов, С.В. Смирнов, С. М. Баринов**

*Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт металлургии и материаловедения им. А.А. Байкова
Российской академии наук (ИМЕТ РАН), г. Москва*

Введение магния в фосфатно-кальциевые материалы представляет большой интерес в связи с возможностью стимулировать биорезорбцию костных матриц. Получение порошков высокой дисперсности является важным технологическим этапом, влияющим на свойства готовых керамических изделий. Для роста дисперсности порошков фосфатов кальция известен подход, основанный на старении в маточном растворе.

Проведено исследование влияния старения в маточном растворе на степень закристаллизованности и дисперсность порошков в системе фосфаты кальция – фосфаты магния с соотношением $(Ca+Mg)/P = 2$ в зависимости от степени замещения ионов кальция на ионы магния. Установлено, что старение в маточном растворе приводит к стабилизации кристаллической структуры апатитовой фазы. В процессе старения формируются нанокристаллы с низкой степенью агрегированности, что приводит к росту удельной поверхности порошков до $80 \text{ м}^2/\text{г}$.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 16-13-00123.

БИОСОВМЕСТИМЫЕ МАТЕРИАЛЫ НА ОСНОВЕ МАГНИЙЗАМЕЩЕННОГО ТРИКАЛЬЦИЙФОСФАТА

**О.А. Дударева, А.В. Лясникова, О.А. Маркелова,
В.Н. Лясников, И.П. Гришина, А.В. Лепилин, С.Я. Пичхидзе**

*Саратовский государственный технический университет им. Ю.А. Гагарина, г. Саратов
E-mail: markelovaoa@bk.ru*

Фосфаты кальция являются основными составляющими элементами кости и находят широкое применение в качестве материалов для регенерации костной ткани, а также изготовления внутрикостных имплантатов, применяемых в ортопедии, челюстно-лицевой хирургии и других областях. Особый интерес представляет использование трикальцийфосфата. По структуре, биоактивности и механическим свойствам он сходен с обезвоженным гидроксипатитом, но на порядок превосходит его по показателю резорбируемости [1, 2].

Модификация порошка трикальцийфосфата позволит придать ему дополнительные свойства. Авторами разработана методика синтеза порошка магнийзамещенного трикальцийфосфата, пригодного для последующего электроплазменного напыления биоконпозиционных покрытий на внутрикостные эндопротезы. Выбор магния основан

на том, что Mg^{2+} в виде примесных элементов присутствует в костной ткани, дентине и эмали [3], что может благотворно сказаться на процессах остеоинтеграции.

Синтез порошка магнийзамещенного трикальцийфосфата (Mg-ТКФ) проводился в три этапа: синтез β -ТКФ по стандартным методикам [1], синтез пирофосфата магния (ПФМ), синтез Mg-ТКФ. Для синтеза ПФМ стехиометрическое отношение Mg/P взято 1,67 по аналогии с синтезом гидроксиапатита кальция.

Рентгеноструктурный фазовый анализ порошка проводился на дифрактометре ДРОН-4 с использованием рентгеновской трубки с медным анодом (Cu-K излучение). Для анализа дифрактограмм использовалась база данных PCPDFWIN, v. 2.02, 1999, Международного Центра по дифракционным данным. (JCPDS). При расшифровке данных для порошка Mg-ТКФ была обнаружена фаза $Ca_{2.81}Mg_{0.19}(PO_4)_2$, и фаза $Mg_3Ca_3(PO_4)_4$. (рис. 1).

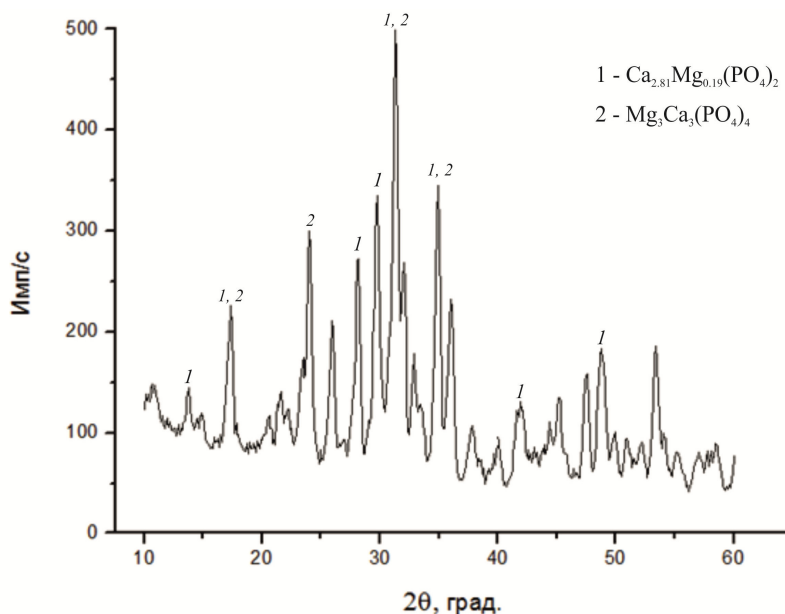


Рис. 1. РФА порошка Mg-ТКФ

Инфракрасный спектр (ИК) нарушенного полного внутреннего отражения (НПВО) был записан на ИК-Фурье спектрометре Nicolet 6700 (Thermo Scientific, США) в интервале волновых чисел $500\text{--}4000\text{ см}^{-1}$.

В ИК-спектре НПВО наблюдается интенсивная полоса валентных колебаний группы PO_4 при 1100 см^{-1} . Полосы антисимметричных и симметричных валентных колебаний группы P-O-P проявляются при 975 и 739 см^{-1} , соответственно (рис. 2), что соответствует структуре ПФМ и ТКФ.

Исследование микроструктуры и локального состава синтетических образцов проводилось методом просвечивающей электронной микроскопии (ПЭМ) с помощью микроскопа Libra-120 Carl Zeiss.

Порошок Mg-ТКФ исследовался с применением просвечивающей электронной микроскопии на спектрофотометре Dual Atomizer Zeeman AA iCE 3500 (Thermo Scientific Inc., USA). Порошок представлен частицами размером от $20\text{--}200\text{ нм}$ до 7 мкм и более, сгруппированных в агломераты (рис. 3, а, б). Для относительно крупных частиц (более 5 мкм) характерна форма, приближенная к прямоугольной с острыми краями (рис. 3, а), частицы размером менее 200 нм представлены в виде цилиндров с округлыми краями (рис. 3, б).

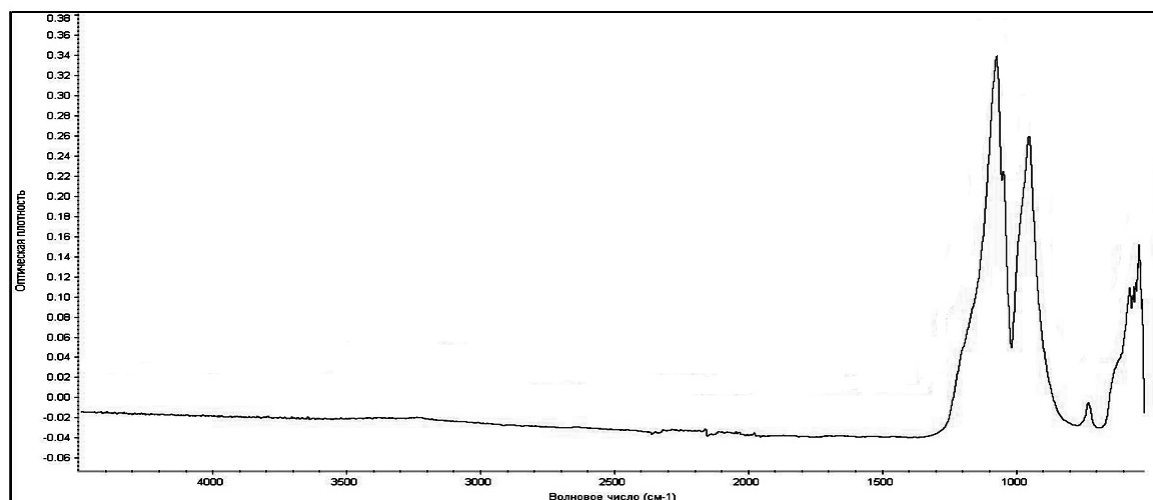


Рис. 2. ИК-спектр порошка Mg-ТКФ

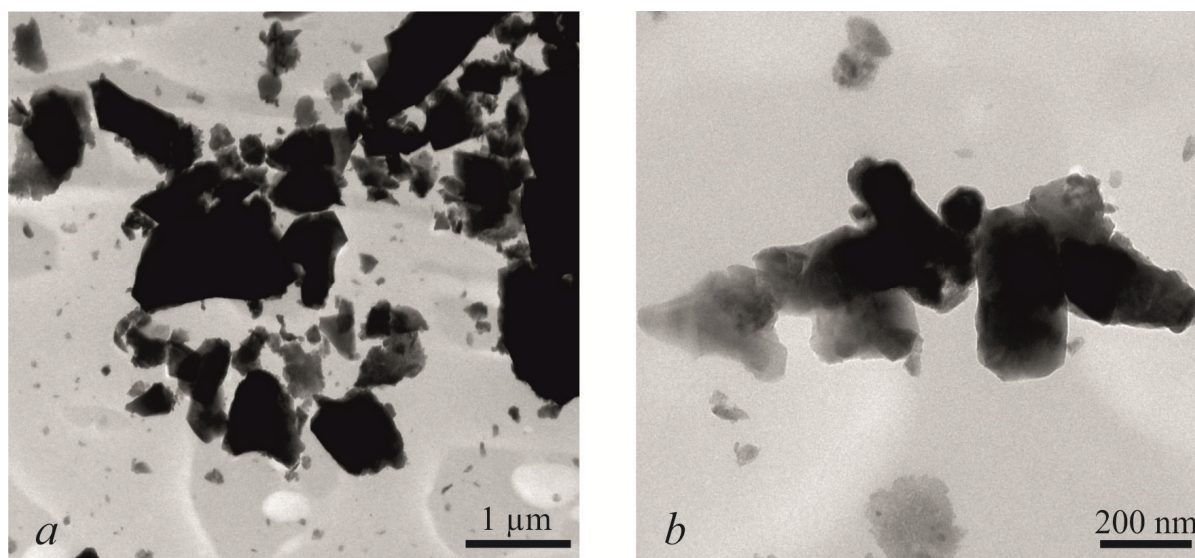


Рис. 3. Результаты ПЭМ порошка Mg-ТКФ

Определение удельной поверхности ($S_{уд}$) и объема микропор порошков проводили методом низкотемпературной адсорбции азота по методу Брунауэра-Эммета-Теллера (БЭТ) на приборе NOVA2000e. Результаты исследования показали, что $S_{уд}$ порошка Mg-ТКФ находится в пределах 1,1–1,3 м²/г, а объем микропор 0,001–0,002 см³/г.

Проведенные исследования (РФА, ИК-спектроскопия) показывают возможность получения порошка магнийзамещенного трикальцийфосфата, содержащих в своей структуре наночастицы (2–100 нм) и обладающих показателями удельной поверхности в пределах 1–1,3 м²/г. Дальнейшее исследование будет направлено на получение биокомпозиционных наноструктурированных плазмонапыленных покрытий на основе Mg-ТКФ на поверхностях внутрикостных эндопротезов различного назначения.

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

Список литературы

1. Баринов С.М. Биокерамика на основе фосфатов кальция / С.М. Баринов, В.С. Комлев; отв. ред. К.А. Солнцев; Институт физико-химических проблем керамических материалов. – М.: Наука, 2005. – 204 с.
2. Лясникова А.В., Воложин Г.А. Биосовместимые материалы в дентальной имплантологии. – Саратов: Саратов. гос. техн. ун-т, 2006. – 124 с.
3. Данильченко С.Н. Структура и свойства апатитов кальция с точки зрения биоминералогии и биоматериаловедения (обзор) // Вісник СумДУ. Серія Фізика, математика, механіка. – 2007. № 2. – С. 33–59.

ХАРАКТЕРИСТИКА ОВАРИАЛЬНОГО РЕЗЕРВА ПРИ СИНДРОМЕ ПОЛИКИСТОЗНЫХ ЯИЧНИКОВ

С.И. Елгина, А.Ю. Беглова

Кемеровский государственный медицинский университет Минздрава России, г. Кемерово

Синдром поликистозных яичников (СПКЯ) – наиболее часто встречающееся эндокринное заболевание женщин репродуктивного возраста, приводящее к гиперандрогении и ановуляторному бесплодию. Согласно клиническому протоколу «СПКЯ в репродуктивном возрасте (современные подходы к диагностике и лечению) (Москва, 2015 г.) выделяют четыре фенотипа синдрома: основной (фенотип А), для которого характерны все три составляющие синдрома ановуляция, гиперандрогения, эхографические признаки поликистоза яичников; ановуляторный (В) в виде ановуляции и гиперандрогении; овуляторный (С) – гиперандрогении и эхографических признаков поликистоза яичников; неандрогенный (D) – ановуляции и эхографических признаков поликистоза яичников [1].

Овариальный резерв яичников представляет собой совокупное количество фолликулов и напрямую зависит от разнообразных физиологических факторов. Общепризнанный мировой стандарт оценки функционального овариального резерва состоит из трёх компонентов: определение концентрации антимюллера гормона (АМГ) в крови; подсчёт количества и оценку диаметраантральных фолликулов при УЗИ; определение объёма яичников методом трансвагинального УЗИ [2–4].

Цель исследования – оценить овариальный резерв у женщин с СПКЯ в зависимости от фенотипа.

Материалы и методы исследования. Исследованы 30 женщин, находившиеся на амбулаторном наблюдении в МБУЗ «Клинической поликлиники № 5, Женская консультация № 1» г. Кемерово. Средний возраст пациенток группы составил $26,06 \pm 4,39$ года. Индекс массы тела – $25\text{--}29,9$ кг/см². Основной причиной обращения пациенток, было бесплодие (первичное – у 8, вторичное – у 22 женщин). Всем пациенткам проводилось комплексное обследование согласно клиническому протоколу [1]. Забор крови для гормонального анализа осуществлялся на третий день менструального цикла.

Результаты и их обсуждение. Диагноз СПКЯ устанавливался на основании критериев клинического протокола («СПКЯ в репродуктивном возрасте (современные подходы к диагностике и лечению) (Москва, 2015 г.).

В результате обследования основной фенотип определен у 16 (53,3 %) пациенток; овуляторный – у 8 (26,6 %); неанδροгенный – у 4 (13,6 %); ановуляторный – у 2 (6,6 %).

Пациентки с основным фенотипом находились в возрасте от 20 до 33 лет (средний возраст $26,65 \pm 3,88$ года). Овуляторная дисфункция по типу олигоменореи и поликистозная морфология яичников по УЗИ была у 8 женщин. Объем яичника составил от 8,1 до 16,2 см³. Уровень общий тестостерон был $2,19 \pm 0,66$ нмоль/л, АМГ – $7,01 \pm 1,51$ нг/мл.

Пациентки с овуляторным фенотипом находились в возрасте от 22 до 32 лет (средний возраст $24,36 \pm 4,97$ года). Нарушение менструальной функции не отмечалось. Поликистозная морфология яичников по УЗИ определена у 6 женщин. Объем яичников составил от 10,8 до 17,6 см³. Уровень общего тестостерона был $1,97 \pm 0,61$ нмоль/л. АМГ – $4,80 \pm 0,61$ нг/мл.

Пациентки с неандрогенным фенотипом находились в возрасте от 20 до 30 лет (средний возраст $26,62 \pm 4,66$ года). Менструальный цикл по типу олигоменореи и поликистозная морфология яичников по УЗИ была у 4 женщин. Объем каждого яичника составил от 11,3 до 16 см³. Уровень общего тестостерона был $1,57 \pm 0,46$ нмоль/л. АМГ – $4,57 \pm 0,46$ нг/мл.

Пациентки с ановуляторным фенотипом находились в возрасте от 22 до 31 года (средний возраст $18,6 \pm 2,19$ года). Менструальный цикл по типу олигоменореи и поликистозная морфология яичников по УЗИ была у 2 женщин. Объем каждого яичника соответствовал норме и составил от 7,4 до 9,1 см³. Уровень общего тестостерона находился в пределах от 1,24 до 2,93 нмоль/л. АМГ – 3,1 нг/мл.

Таким образом, среди обследованных пациентов у 53,3 % был выявлен основной фенотип или классическая форма СПКЯ, в остальных случаях определялись неполные фенотипы, которые диагностировались гораздо реже. Поликистозная морфология яичников по УЗИ была у всех женщин, кроме женщин с ановуляторным фенотипом. Уровень антимюллерового гормона не зависимо от фенотипа соответствовал норме. Однако имела место тенденция его уменьшения у женщин с неполными фенотипами, особенно при ановуляторном. Изучение показателей овариального резерва у пациенток с СПКЯ является новым и перспективным направлением, что позволило более точно определить репродуктивный потенциал каждой конкретной женщины и повлияло на выбор тактики лечения.

Список литературы

1. Клинический протокол «СПКЯ в репродуктивном возрасте (современные подходы к диагностике и лечению)». «(ФГБУ «Научный центр акушерства и гинекологии и перинатологии им. В.И. Кулакова», МЗРФ, 2015 год).
2. Овариальный резерв и фертильность: сложности XXI века. Рациональный подход к сохранению репродуктивного резерва как залог фертильности и осознанного деторождения. Е.Н. Андреевой, М.Б. Хамошиной. – М., 2016. – 28 с.: СПКЯ: Современные научные данные и клинические рекомендации МЗ РФ 2015 года.
3. Беглова А.Ю., Елгина С.И. Роль лапароскопии в восстановлении фертильности при СПКЯ / Тезисы Всероссийской научно-практической конференции: Многопрофильная больница: междисциплинарные аспекты медицины, 11 сентября 2015 года. – Ленинск-Кузнецкий, 2015. – С. 135.
4. Беглова А.Ю., Елгина С.И. Антимюллеров гормон как индикатор овариального резерва у женщин с СПКЯ / Материала 16 Всероссийского научного форума «Мать и дитя». – М., 2015. – С. 21–22.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ЦЕФАЛОМЕТРИЧЕСКОГО МЕТОДА ПОСТРОЕНИЯ И АНАЛИЗА ОККЛЮЗИОННЫХ ПЛОСКОСТЕЙ ПРИ ПОМОЩИ ТЕЛЕРЕНТГЕНОГРАФИИ

А.Н. Завадич, М.А. Звигинцев, М.С. Пашков, А.Н. Короленко

*Медицинский лечебно-профилактический центр по проблеме сахарного диабета, г. Красноярск
E-mail: zvmikhail@yandex.ru*

Основным фактором качественного функционирования зубочелюстной системы является слаженность работы жевательных мышц, функционирование височно-нижнечелюстного сустава сочетающиеся с характером окклюзионных соотношений. Потеря зубов является, как правило, первым признаком нарушения движений нижней челюсти при жевании, а дальнейшие деформации окклюзионных поверхностей приводят как к дисбалансу со стороны жевательной мускулатуры, так и к проблемам со стороны ВНЧС. Зачастую проводимые ортопедические манипуляции проводятся исходя из сформированного прикуса, что в дальнейшем усугубляет деформации окклюзионных взаимоотношений и затрудняет качественное дальнейшее восстановление правильной окклюзии.

Одним из основных пространственных ориентиров для изучения костных образований является телерентгенография и томография ВНЧС [1, 2]. В настоящее время с внедрением в медицину и диагностику цифровых методов анализа результатов исследования позволяют не только проводить быстрое и качественное исследование с минимальной дозой лучевой нагрузки, но и проводить анализ большого объема измерений с выставлением предварительного диагноза. Большинство КТ и пакетов прикладных программ к ним в стоматологической практике направлено на выявление патологических очагов в челюстных костях и придаточных пазухах [3]. Дальнейшее совершенствование компьютерной техники позволило повысить качество, как рентгенограмм, так и внедрить возможности подбора дентальных имплантатов и визуализацию их возможной постановки на челюстях с учётом имеющегося объема костной ткани и анатомических образований [4]. Дальнейшее совершенствование компьютерных программ позволило точно находить пространственные ориентиры на КТ и проводить цефалометрический анализ полученных данных по аналогии с телерентгенограммами, что явилось большим шагом в расшифровке различных форм аномалий челюстей и расположения зубов [5].

Несмотря на громадный вклад рентгенологического исследования в диагностику и контроля качества лечения, выбор лечебных манипуляций по прежнему остаётся за врачом. Определение высоты прикуса в ортопедической стоматологии основывается на определении высоты физиологического покоя, а постановка искусственных зубов проводится с учётом артикуляционных движений нижней челюсти в центральной, боковых и передней окклюзий. При этом протетическая плоскость формируется в артикуляторе в отрыве от цефалометрических показателей. Использование ТРГ в ортопедической стоматологии предлагалось ещё в 30-х годах прошлого столетия Hofrath [6]. В 50–70 г. как за рубежом так и в Советском Союзе велись работы по объединению данных цефалометрического анализа и изучению взаимоотношений пространственных челюстей относительно франкфуртской горизонтали [7]. Результатом научных работ стали практические рекомендации использования боковых ТРГ для анализа проведенного лечения при полном отсутствии зубов с помощью полного съёмного протезирования и улучшения качества изготовления полных съёмных протезов [8].

Целью нашего исследования явилось нахождение пространственных ориентиров протетической плоскости и формирование окклюзионной кривой на основании рентгенологических данных костных образований черепа.

Для выполнения поставленной цели нами за основу была взята компьютерная программа «Planmеса цефанализ» для телерентгенограмм. Предложенный нами метод расчета основывается на методе Шварца. Используемый нами метод позиционирования мышечного отростка нижней челюсти, основан на методе Рабухиной, для определения окклюзионной плоскости мы использовали метод Гаврилова-Щербакова, а для определения индивидуальной дуги Шпее и дуги Уилсона использовалась концепция построения окклюзионной плоскости по Монсону.

Для иллюстрации приводим анализ пациента К. № 116 до лечения, в процессе анализа и на промежуточном этапе лечения в виде протезирования верхней челюсти на имплантатах. Цефалометрический анализ проводили с помощью программы Planmеса Romexis по Рикеттсу с целью определения окклюзионной плоскости и высоты нижней трети лица (рис. 1). Автоматические расчёты данной программы позволяют определить не только отклонения от нормы, но и степень их выраженности, что в конечном итоге возможность планирования как постановки имплантатов и зубов, так и при необходимости проведение костно-пластических вмешательств (рис. 2). В процессе расчётов на переднем плане выводится окно подсказки цефалометрических точек анализа расчетов ТРГ (рис. 3).

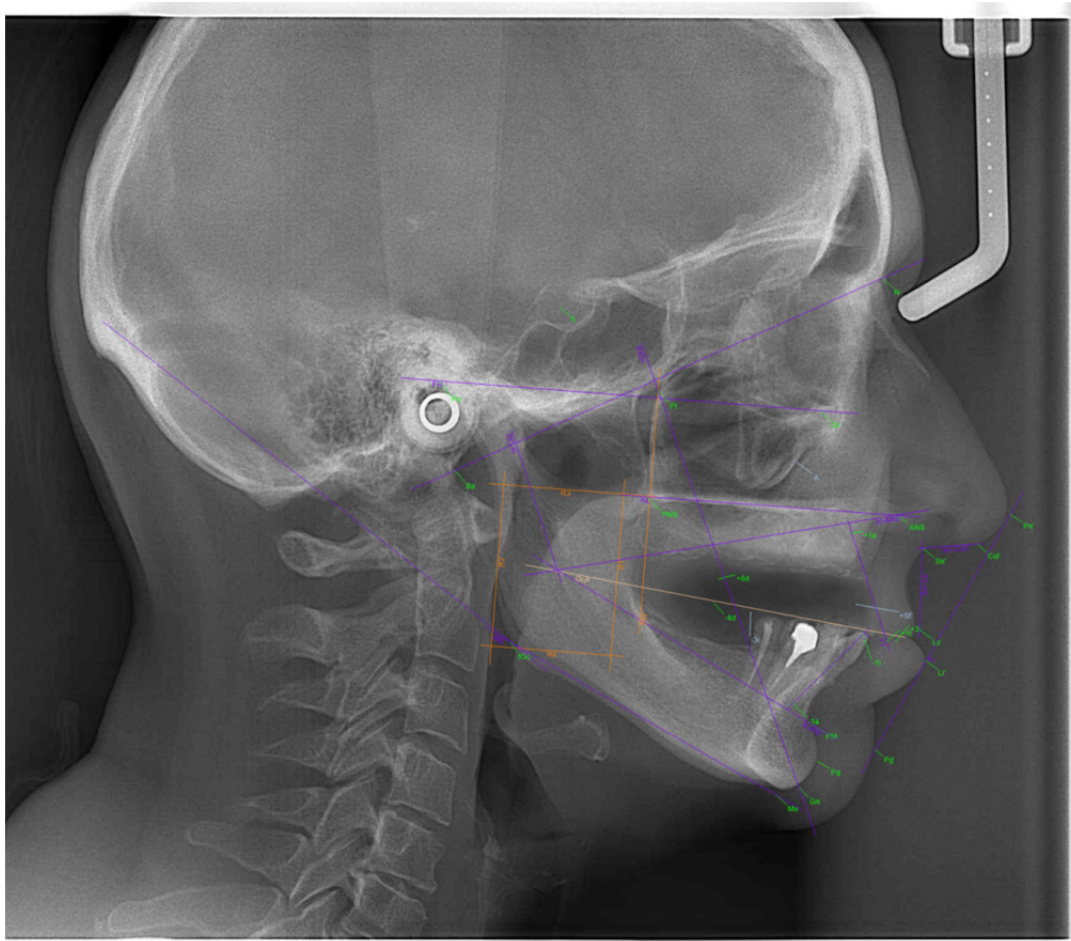


Рис. 1. Снимок пациентки К. до протезирования. Этап диагностики

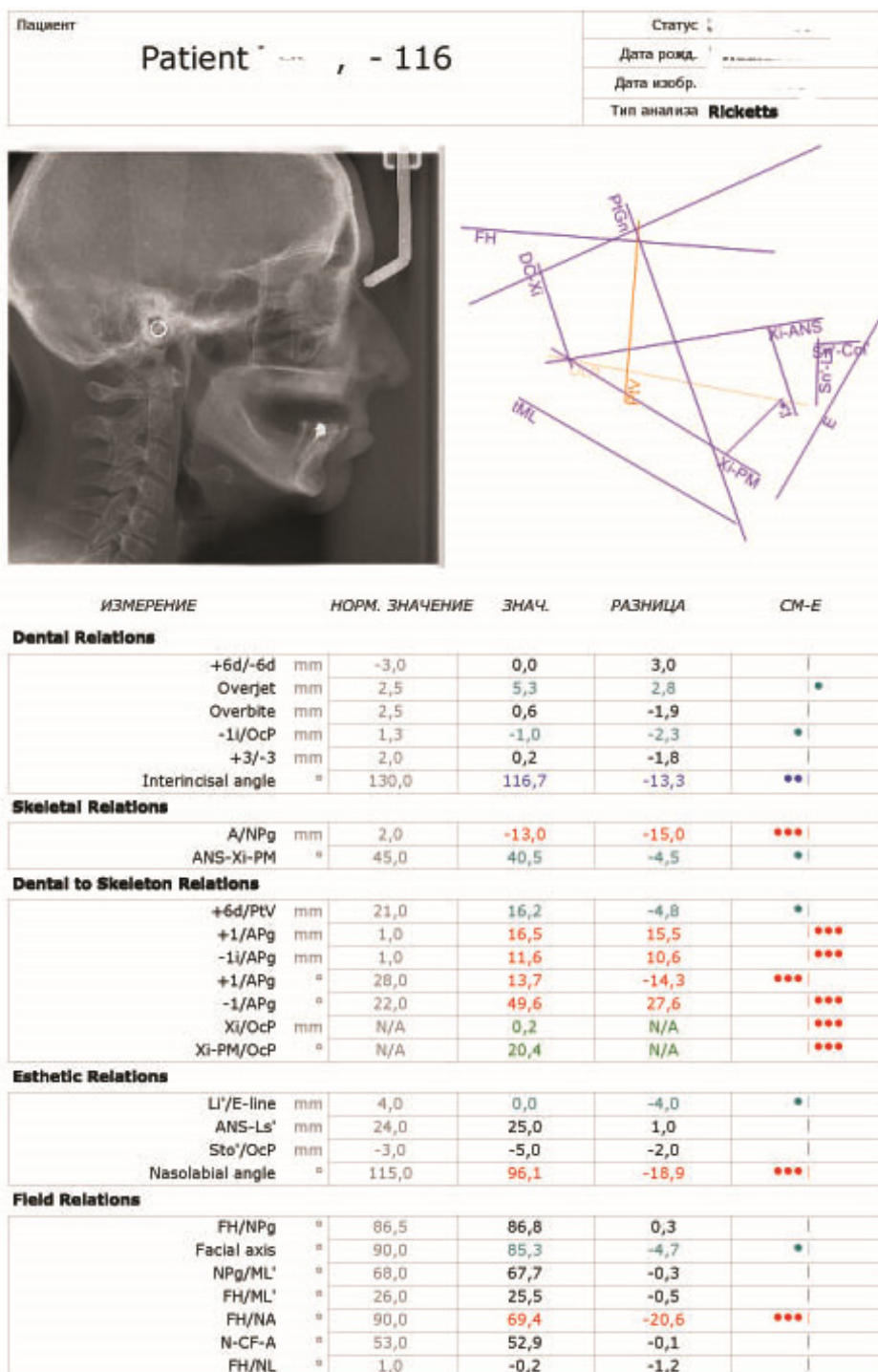


Рис. 2. Автоматические расчёты программы Planmeca Romexis по Рикеттсу

С целью проверки поддержки мягких тканей и изготовление хирургического шаблона проводится боковая ТРГ на этапе постановки зубов из рентгенконтрастного воска в пластмассовом базисе с последующим цефалометрическим анализом по Рикеттсу для проверки совпадения первоначальных расчетов (рис. 4). По окончании лечения и протезирования верхней челюсти мостовидным протезом на имплантатах была проведена боковая ТРГ. Цефалометрический анализ по Рикеттсу выявил совпадения данных первоначального анализа и данных полученной окклюзионной плоскости (рис. 5).

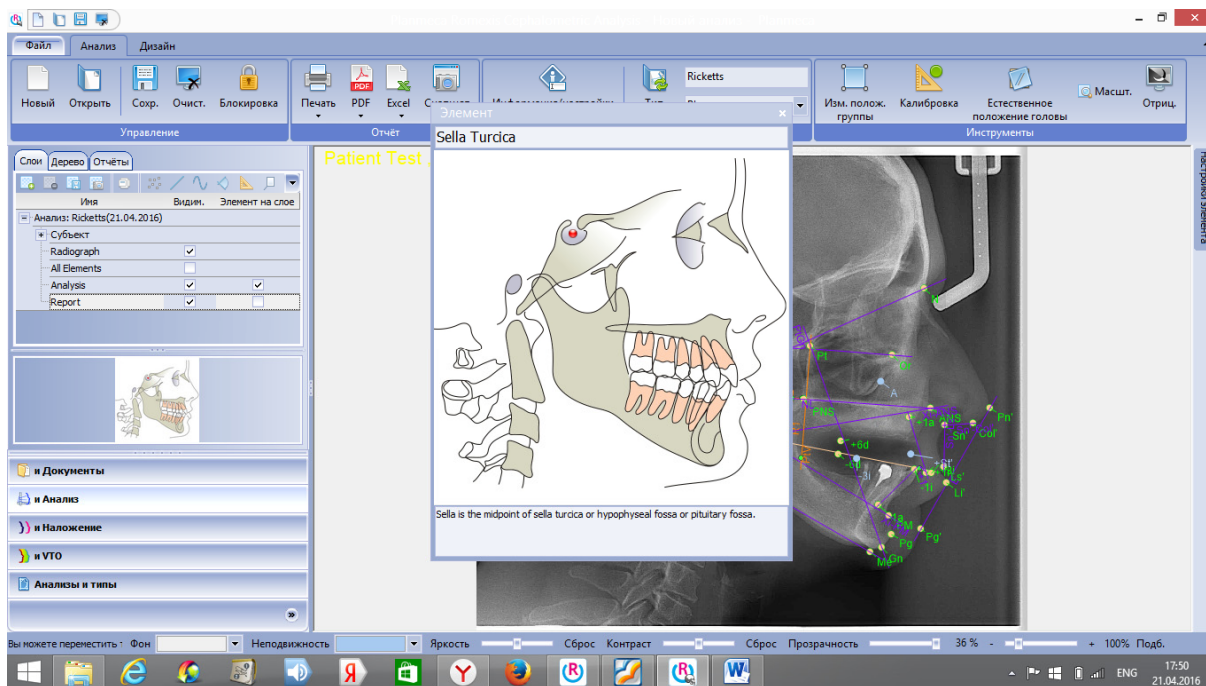


Рис. 3. Вид окна программы Planesa цефнализ

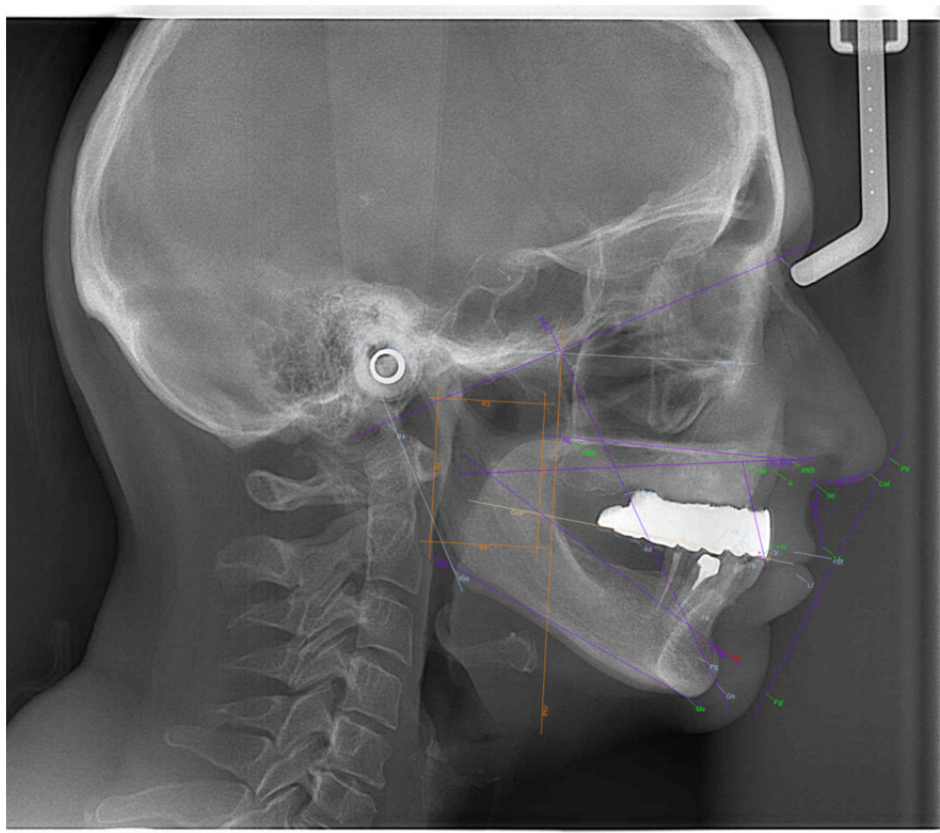


Рис. 4. Боковая ТРГ на этапе постановки зубов из рентгенконтрастного воска в пластмассовом базисе

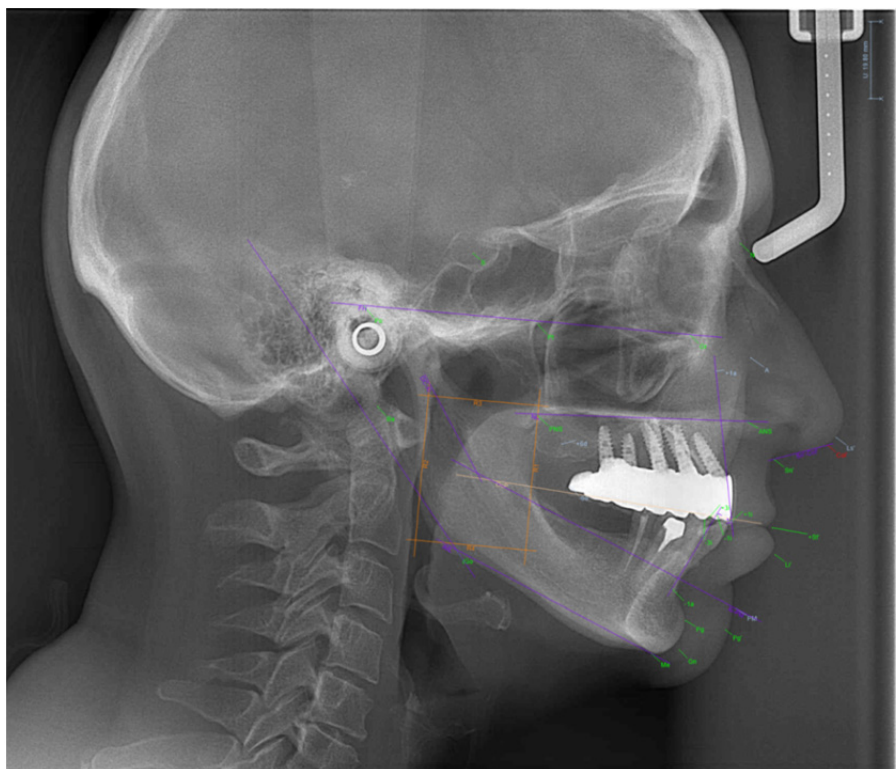


Рис. 5. Боковая ТРГ пациента после окончательного лечения верхней челюсти

Полученные результаты лечения верхней челюсти в виде установки имплантатов и протезирования зубов металлокерамическими конструкциями протезов показали удовлетворительный результат в нивелировании недостающего объема костной ткани и восстановление цефалометрических ориентиров окклюзионной поверхности зубов, восстановление мягких ориентиров формы верхней губы. После получения хороших эстетических результатов пациент К. № 116 планирует дальнейшее лечение в виде имплантации нижней челюсти и протезирование на имплантатах, для полноценного восстановления функции жевания.

Список литературы

1. Руководство по ортодонтии / под ред. Ф.Я. Хорошилкиной – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1999. – 800 с.
2. Рабухина Н.А., Аржанцев А.П. Рентгенодиагностика в стоматологии. – М.: Медицина, 1999. – 452 с.
3. Тойбахина А.А., Заусова О.В. Возможности дентального компьютерного томографа при диагностике заболеваний придаточных пазух носа // Стоматология. – 2011. – Т. 90. – № 2. – С. 15–22.
4. Клинические возможности применения трёхмерного компьютерного моделирования для планирования имплантологического лечения пациентов с частичной и полной адентией в сложных анатомо-топографических условиях / А.А. Кулаков, Р.Ш. Гветадзе, С.Б. Буцан и др. // Стоматология. – 2011. – Т. 90. – № 2. – С. 28–37.
5. Jacobson A., Jacobson R.L. Radiographic Cephalometry. From Basics to to 3-D imaging. Second Edition, Chikago: Quintessence, 2006.
6. Hofrath H. Die bedeutung der röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der kieferanomalien. Fortschritte der Kieferorthopädie. J. Oxford. 1931, N. 1: p. 232–259.
7. Щербakov А.С. Аномалии прикуса у взрослых. – 1987. – 192 с.
8. Дапприх Ю., Ойдтманн Э. Протезирование при полной адентии. – Изд. дом «Азбака», 2007. – 175 с.

ВЛИЯНИЕ ПОРОШКОВЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ГИГИЕНЫ НА ТВЁРДЫЕ ТКАНИ ЗУБОВ

А.М. Звигинцев¹, С.И. Старосветский¹, В.И. Верещагин²,
М.А. Звигинцев¹, М.В. Чайкина³

¹Медицинский лечебно-профилактический центр по проблеме сахарного диабета, г. Красноярск
E-mail: zv-a@yandex.ru

²Национальный исследовательский Томский политехнический университет, г. Томск

³Институт химии твердого тела и механохимии СО РАН, Новосибирск
E-mail: chaikinam@solid.nsc.ru

Основной причиной развития кариеса и пародонтита являются зубные отложения. Внедрение в стоматологическую практику громадного количества различных материалов для очистки и отбеливания зубов и снятие зубных отложений в стоматологических клиниках, без учёта характеристик твёрдости эмали зубов и цемента корня, может приводить не только к отбеливанию зубов и зубного камня, но и отрицательно повлиять на эмаль зубов [1]. Так, ультразвуковая обработка поддесневых отложений может приводить к эрозиям и мелким царапинам на поверхности цемента корня [2]. Применение воздушно-абразивной чистки зубов также может вызывать в некоторых случаях повреждению поверхности эмали зубов [3], при этом наибольшие проблемы могут возникать при обнаженном цементе корня зуба [4]. Одной из причин данной проблемы является различная микротвёрдость твердых тканей зубов в зависимости как от организма в целом, так и от состояния самих зубов [5]. При этом в процессе разработки стоматологических материалов для профессиональной гигиены учитываются лишь усредненные показатели микротвёрдости зубов, а также нет эталонов для изучения воздействия различных порошков на твёрдые ткани зубов у пациентов с различной соматической патологией и патологией твердых тканей зубов.

Цель исследования: изучить воздействие наиболее распространённых порошков для профессиональной гигиены твёрдых тканей зубов на эталонах, соответствующих прочностным характеристикам эмали зубов.

Материал и методы

В связи с тем, что эмаль зуба до 97 % состоит из неорганического компонента, нами для исследования были взяты неорганические стекла различного химического состава. В качестве модели для цемента корня нами использованы акриловые стекла. Для измерения микротвёрдости стекол использовался набор ПМТ-3 при постоянной нагрузке 200 г и времени нагружения алмазной пирамидой на нагружаемый объект 5 с (ГОСТ 9450–76). Юстировку прибора проводили на эталоне – свежем сколе кристалла поваренной соли. Кристалл поваренной соли имеет известную величину твердости при любой нагрузке от 5 до 50 г: 19–21 кг/мм².

Воздушно-абразивную чистку эталонных стёкол проводили аппаратом AIR-FLOW согласно рекомендациям завода изготовителя для профессиональной чистки зубов. Для выявления степени воздействия порошков на поверхность эталона использовался бесконтактный профилометр «MEASURE 3D station» (Франция) со световым пучком диаметром 2 мкм и импульсным освещением поверхности с частотой 30, 100, 300 или 1000 Гц. Частота световых импульсов выбирается в зависимости от интенсивности отражённого света и зависит от состояния поверхности (шероховатости, степени блеска или черноты). Пучок света генерируется галогенной лампой. Затем по волоконно-оптическому проводнику пучок переходит в датчик, где он формируется в луч.

Высота выступов и впадин определяется из разности интенсивностей падающего и отражённого света. Шероховатость поверхности вычисляется из профиля, зарегистрированного на отрезке определённой длины.

Трёхмерное изображение поверхности формируется в результате многократного, последовательного перемещения поверхности исследуемого образца под датчиком. Анализ полученных профилей производился с использованием компьютерной программы «MountainsMapUniversalv.2.0.13».

Результаты исследования и обсуждение

В результате исследования выявлено, что для изучения твердости эмали наиболее подходящим эталоном является оптическое стекло ГОСТ Р 510044-97 с характеристиками микротвердости $562 \pm 7,6$ кг/мм². Для твердой эмали соответствует Борисовский хрусталь (Республика Беларусь) № ВУ/112 03.06.038 11711 составляет $521 \pm 6,4$ кг/мм². Для средней твёрдости эмали подходит хрустальное стекло Дятьковского хрустального завода (Россия) с показателями микротвердости $474 \pm 7,2$ кг/мм². Для мягкой эмали наиболее подходящим является оптическое стекло ТФ-4 с показателями микротвердости $401 \pm 4,8$ кг/мм². Изучение воздействия абразивных материалов на цемент корня зуба было отобрано акриловое оптическое стекло «Maksema optikal lens CR-39 index 1.499» (Китай) с показателями микротвердости $29,6 \pm 3,9$ кг/мм².

Анализ профилей поверхностей выявил изначальные показатели оптического стекла ТФ-4: Ra = 0,0297 мкм, Rz = 0,343 мкм, St = 0,435 мкм, что при внешнем осмотре выявляется как абсолютно гладкое стекло. Обработка поверхности стекла порошком AirFlow Classic вызывает дефекты на поверхности, что характеризуется увеличением показателя St = 1,15 мкм. Обработка эталонного стекла порошком Kavo Prophy Pearls приводит к увеличению показателя St до 1,15 мкм. Воздействие порошка AirFlow Soft на поверхность стекла ТФ-4 вызывает наименьшее поражающее действие и соответствует St = 0,732 мкм. AirFlow Perio практически не оказывает воздействия на эталон эмали зубов что характеризуется St = 0,341 мкм.

В заключение хотелось бы отметить, что для апробации порошков для абразивной чистки зубов, поступающих на стоматологический рынок, кроме рекламных буклетов фирм производителей, необходима их проверка на эталонных образцах. В качестве эталона зубов с низкими показателями минерализацией мы рекомендуем оптическое стекло ТФ-4 с показателями микротвердости $401 \pm 4,8$ кг/мм², так как данный эталон подходит как к депульпированным зубам здоровых пациентов, так и живым зубам пациентов с патологией внутренних органов.

Список литературы

1. Звигинцев М.А., Кравцова Ж.Е., Старосветский С.И., Ходоренко В.Н., Чернышов А.И. Морфологическая характеристика твердых тканей интактных зубов при экспериментально воспроизведенным отбеливанием различных отбеливающих систем на эмаль зубов у больных сахарным диабетом // Сибирский медицинский журнал. – 2008. – Т. 23. – № 2. – С. 56–58.
2. Грудянов А.И., Москалев К.Е. Инструментальная обработка поверхностей корней зубов. – М.: ООО «Медицинское информационное агенство», 2005. – 72 с.
3. Kontturi-Närhi V, Markkanen S, Markkanen H. Effects of airpolishing on dental plaque removal and hard tissues as evaluated by scanning electron microscopy. J Periodontol. 1990 Jun; 61(6): 334-8.
4. Agger MS1, Hörsted-Bindslev P, Hovgaard O. Abrasiveness of an air-powder polishing system on root surfaces in vitro. Quintessence Int. 2001 May; 32(5): 407-11.
5. Шмаков А.М., Данилина Т.Ф., Воробьев А.А., Верстаков Д.В. Исследование прочностных характеристик твердых тканей зубов после витальной ампутации // Фундаментальные исследования. – 2013. – № 9. – С. 945–948.

ИНТЕГРАЦИЯ ТВЁРДЫХ И МЯГКИХ ТКАНЕЙ ПРИ ДИАБЕТЕ

М.А. Звигинцев, С.И. Старосветский, М.М. Вавилова, Ю.В. Дубровина

*Медицинский лечебно-профилактический центр по проблеме сахарного диабета, г. Красноярск
E-mail: zvmikhail@yandex.ru*

Под диабетом в настоящее время подразумевают симптомокомплекс, который проявляется в конечном итоге мочеизнурением. Существуют три основных вида диабета: Несахарный диабет, сахарный диабет 1 типа и сахарный диабет 2 типа. Все виды диабета имеют различный патогенез и связаны лишь общим симптомокомплексом – мочеизнурение. В настоящее время в связи с широким внедрением трансплантации различных органов у пациентов стал развиваться посттрансплантиционный сахарный диабет, который достигает от 25 до 40 % [1, 2].

Широкое внедрение в медицину генной инженерии оказало громадный шаг в лечении многих заболеваний, в том числе и диабета.

В качестве модельной особи для изучения изменений костной ткани в зависимости от возраста и длительности течения диабета нами использованы самцы кроликов породы «Шиншила» в возрасте 3 месяца. Анализ изучения соотношения органического и неорганического компонентов костной ткани выявил, что у животных с возрастом снижается объём органики. При этом неорганический её компонент увеличивается более чем в 2 раза. Изучение костной ткани животных с сахарным диабетом выявляет заметное снижение неорганического компонента уже через 1 месяц после моделирования диабета, в дальнейшие сроки наблюдения содержание неорганического компонента находится ниже уровня исходного состояния, что свидетельствует об остеопорозе костной ткани при диабете. Говоря о структурном изменении костной ткани то при диабете, наблюдается заметное повышение содержания калия, меди и никеля, а содержания магния и цинка заметно снижается. Хотелось бы отметить, что содержание кальция и фосфора в неорганическом матриксе кости не изменяется, что свидетельствует о стабильности структурной единицы кости – гидроксиапатита.

Для изучения регенерации мягких тканей полости рта при диабете нами были взяты крысы с наследственным несахарным диабетом породы «Братлебборо», которым моделировалась острая и хроническая травма слизистой оболочки полости рта. Затем животным проводилась стимуляция регенерации тканей с помощью EGF, TGF и IGF. Клинически наблюдали резкую активизацию регенерации хронической раны. В то же время выявлено заметное снижение степени минерализации костной ткани при применении EGF и TGF. Использование IGF приводило к повышению минерального компонента костной ткани. В тоже время наблюдалось снижение содержания в крови калия и натрия особенно при применении EGF. Содержание кальция в крови снижается при применении TGF и IGF, а под действием EGF кальций в крови повышается, что очевидно связано с вымыванием его из крови [3].

Анализ состояния фосфора и кальция на состав гидроксиапатита в костной ткани при сахарном диабете не выявил заметных отклонений в их соотношении, что послужило поводом к проведению имплантационных операций в экспериментальных исследованиях. В качестве модели животных нами были выбраны беспородные собаки. Выбор животных был обусловлен большим объёмом костной ткани в нижней челюсти, что максимально приближает эксперимент к проблемам в стоматологии. В качестве материалов для имплантации были использованы стандартные имплантационные материалы, такие как титан, никелид титана, корунд, а также мы использовали волластонитапа-

титовую керамику. Результаты эксперимента не выявили интеграции костной ткани с корундом у животных с сахарным диабетом. В тоже время наблюдалась хорошая интеграция с титаном и никелид титаном. При изучении микропрепаратов при введении в костную ткань волластонитапатитовой керамики мы наблюдали постепенную её биодеградацию с полным замещением костной тканью к 4 месяцам исследования.

Клиническая апробация, как имплантации [4], так и применение факторов роста выявила хорошие результаты у пациентов, страдающих диабетом.

Список литературы

1. Cosio F.G., Pesavento T.E., Osei K. et al. Post-transplant diabetes mellitus: Increasing incidence in renal allograft recipients transplanted in recent years. *Kidney Int.* 2001; 59 (2): 732–737.
2. Ye X., Kuo H.T., Sampaio M.S. et al. Risk factors for development of new-onset diabetes mellitus after transplant in adult lung transplant recipients. *Clinical Transplantation.* 2011;25(6):885-891.
3. Звигинцева М.М., Старосветский С.И., Звигинцев М.А., Дубровина Ю.В., Камендов И.В. Влияние факторов роста на регенерацию слизистой оболочки полости рта в условиях экспериментального диабета. – 2007. – Т. 22. – № 1. – С. 52–55.
4. Звигинцев М.А., Старосветский С.И., Поздеев А.И., Байдина Т.Ф., Тазин И.Д., Гюнтер В.Э. Способ дентальной имплантации. Патент РФ № 2132660.

ПРИМЕНЕНИЕ ТРЕХМЕРНОГО ПРИНТЕРА "FORMLABS FORM 2" ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ПРОЦЕДУРЫ КОСТНОЙ ПЛАСТИКИ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ГРЕБНЯ ЧЕЛЮСТЕЙ

И.В. Камендов, Ю.В. Дубровина, Н.В. Немцева, Р.О. Чистяков, А.М. Звигинцев

*Медицинский лечебно-профилактический центр по проблеме сахарного диабета, г. Красноярск
E-mail: zv-a@yandex.ru*

Современная стоматология на сегодняшний день неразрывно связана с компьютерными технологиями. Прогресс в стоматологических дисциплинах в большой степени зависит от совершенствования специализированного оборудования и сопутствующего программного обеспечения. Доступность прецизионного оборудования и простота его освоения – ведущие факторы к внедрению самых современных методов лечения в повседневную практику врача-стоматолога. Большого внимания заслуживает область хирургической стоматологии и дентальной имплантологии. Применение технологий компьютерного планирования и 3D моделирования на подготовительном этапе позволяют существенно сократить продолжительность и уменьшить травматичность последующего хирургического этапа. Это, в свою очередь, может существенно уменьшить нежелательные проявления хирургической травмы.

На базе нашего стоматологического центра рассмотрим возможность применения настольного принтера Formlabs FORM2 для подготовки операции костной пластики с применением аллотрансплантата. Конусно-лучевая компьютерная томография на этапе консультации позволяет определить основной объем и этапы лечения (рис. 1).

На основании полученного трехмерного изображения в формате DICOM проводится предварительное компьютерное моделирование костных имплантатов и реципиентной области. Для этого мы используем свободно распространяемую программу 3dslicer (www.slicer.org) (рис. 2, 3).

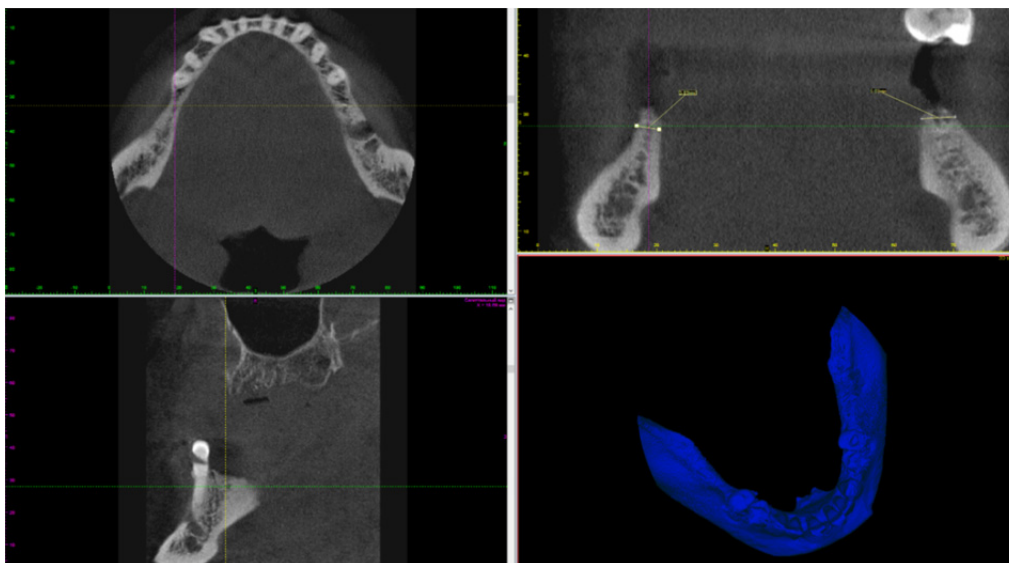


Рис. 1. Этап планирования

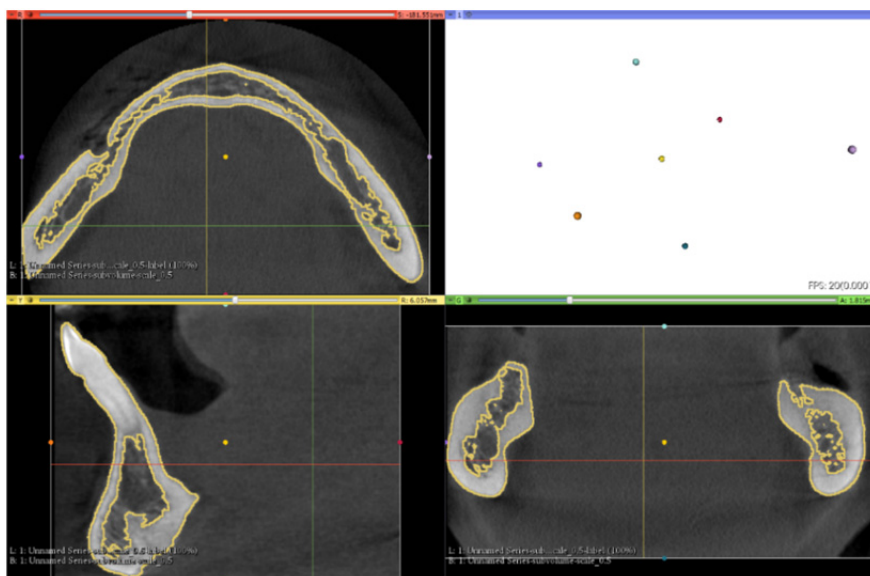


Рис. 2. Подготовка компьютерной модели челюсти

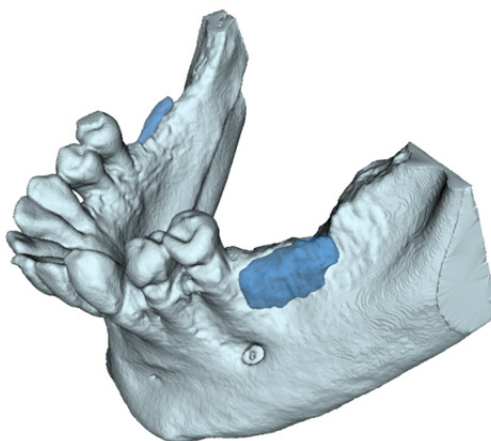


Рис. 3. Получение трехмерных моделей челюсти и имплантатов

Полученная модель окончательно подготавливается для печати на принтере в программе Meshmixer (Autodesk) (рис. 4).

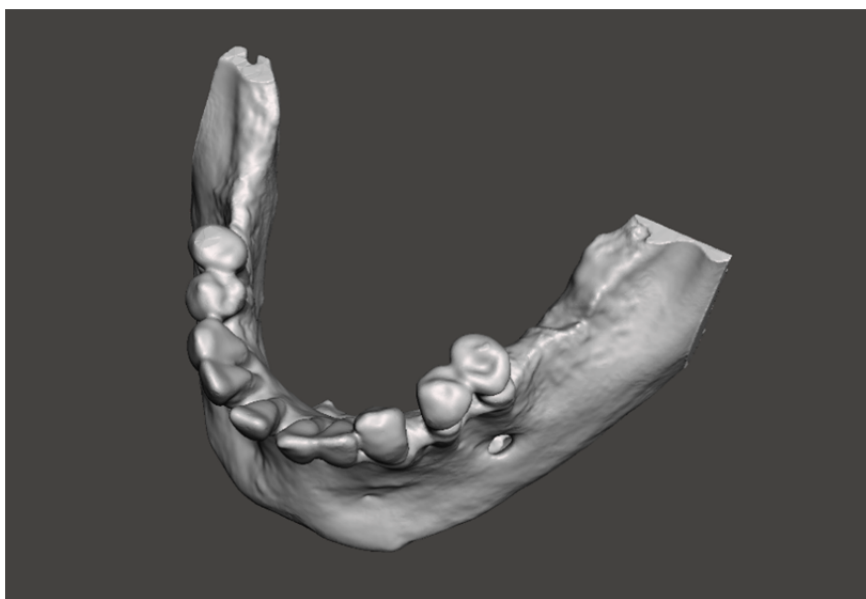


Рис. 4. Окончательная подготовка модели для печати

Проводится ориентация модели и расстановка подпорок в программе PreForm (Formlabs) в автоматическом режиме. Подготовленный файл отправляется на принтер. Печать с толщиной слоя в 0,05 мм занимает около 5 часов. Расход смолы при этом составляет около 40 мл (рис. 5).

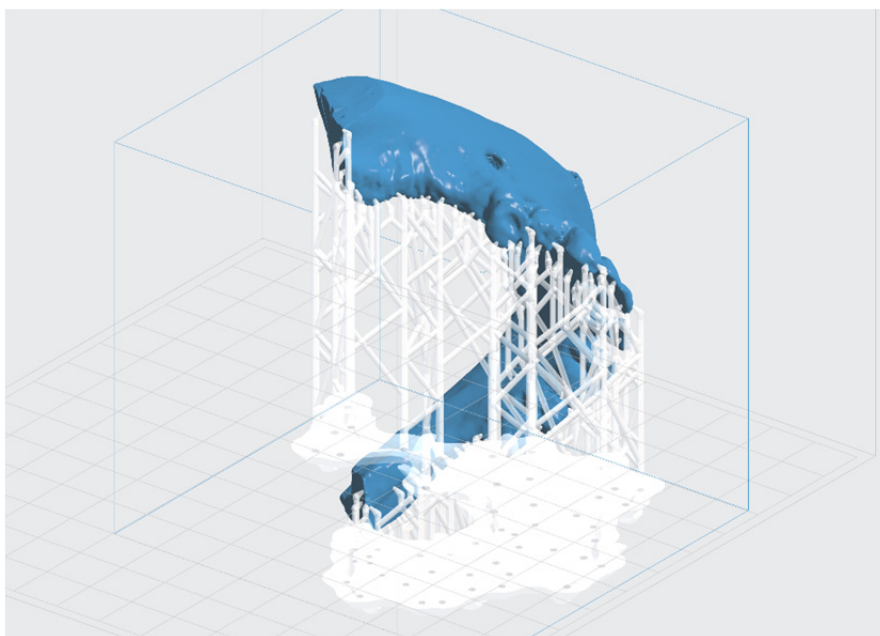


Рис. 5. Подготовка файла для печати

После печати осуществляется постобработка модели, досветка, полировка (рис. 6).

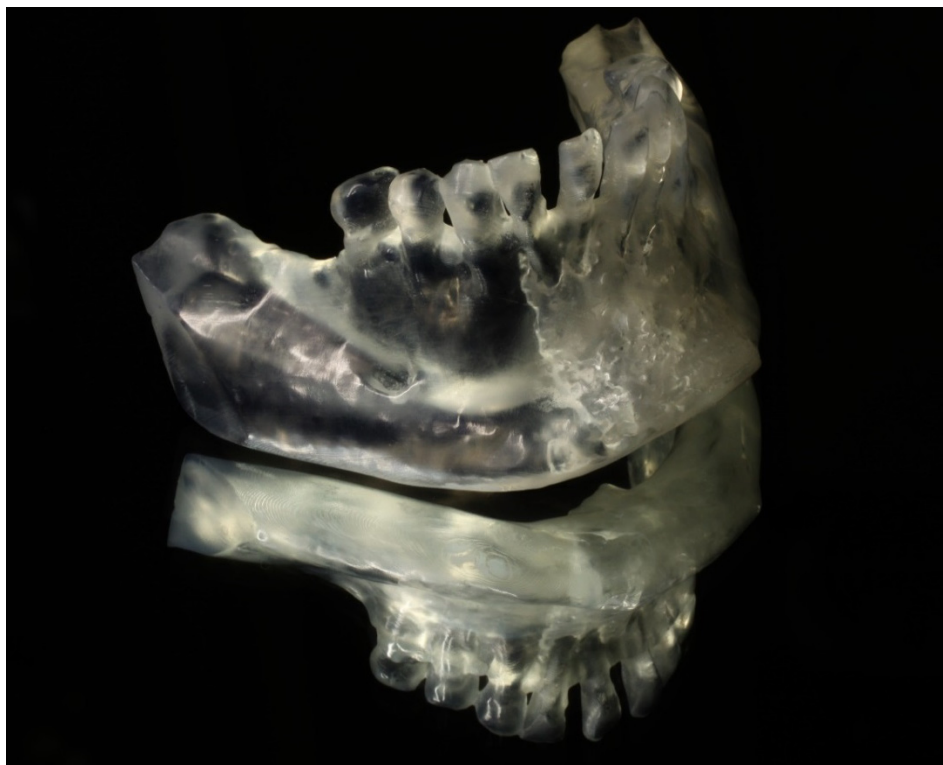


Рис. 6. Изготовление модели для хирургического лечения

Использование автоклавируемого полимера позволяет в стерильных условиях адаптировать аллотрансплантат и барьерные мембраны к модели, и уже готовыми перенести на реципиентную область. В результате сокращается время хирургического этапа, мы получаем минимальную травму мягких тканей и плотное прилегание имплантируемого блока.

КЕРАМИКА НА ОСНОВЕ ДИОКСИДА ЦИРКОНИЯ С НАПРАВЛЕННОЙ ПОРИСТОСТЬЮ

К.С. Камышная, Т.А. Хабас

*Национальный Исследовательский Томский политехнический университет, г. Томск
E-mail: ksenia@tpu.ru*

Пористая керамика имеет широкий спектр применения и играет важную роль во многих аспектах жизни. К сферам применения пористой керамики можно отнести: процессы фильтрации, абсорбции, применения в энергетике, медицине и т. д. Активное использование пористой керамики началось с 1970-х годов [1, 2]. В зависимости от назначения получают керамические материалы, состоящие из различных оксидов, с различным размером и содержанием пор. К настоящему времени активно разрабатываются методы получения пористых материалов с возможностью регулирования размера и содержания пор. Среди таких методов наиболее интересен метод кристаллизации добавки в суспензии и последующее удаление добавки при обжиге [3]. Данный метод позволяет не только регулировать размер пор, но и сохранить чистоту материала.

Цель данного исследования заключалась в исследовании метода создания направленной проницаемой пористости применением выгорающей добавки. Для изготовления керамики использовался частично стабилизированный диоксид циркония. Данный оксид за счет высокой механической прочности, биоинертности и трещиностойкости активно применяется в медицине [4, 5]. В качестве добавки использовались гранулы карбамида. Гранулы растворялись в горячей воде (80 °С) для получения пересыщенного раствора (рис. 1). В полученный раствор добавлялся порошок диоксида циркония. Смесь перемешивалась, при этом температура суспензии поддерживалась на уровне 80 °С. После этого форма с суспензией резко охлаждалась до температуры 10 °С. В ходе эксперимента были опробованы различные режимы охлаждения формы со шликером и выявлены оптимальные условия охлаждения. Также в ходе эксперимента использовались два вида форм: 1 форма была выполнена полностью из алюминия, вторая форма (сложная) имела металлическое дно и полиуретановые стенки, что позволило исследовать влияния направления градиента температуры на ориентацию образующихся кристаллов.

Полученные образцы высушивались над хлоридом кальция для удаления избытка влаги. Высушенные образцы обжигались при температуре 1580 °С. После обжига определялась общая пористость образцов методом гидростатического взвешивания с вакуумированием, внутренняя структура образцов исследовалась при помощи растрового электронного микроскопа JEOLJSM-7500FA.

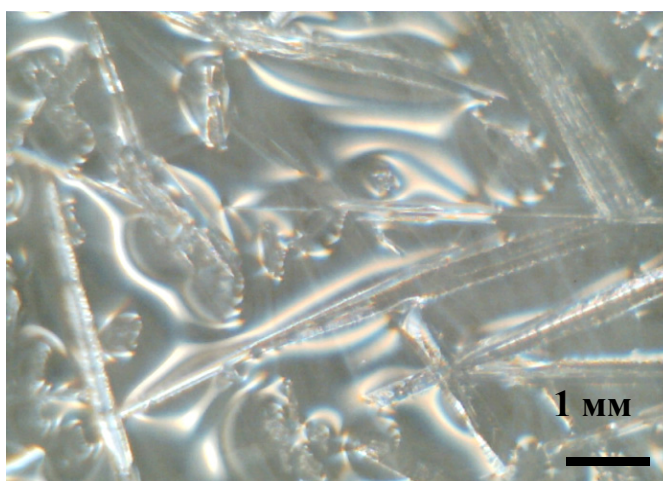


Рис. 1. Кристаллы карбамида, получаемые при охлаждении пересыщенного раствора

Как видно из рис. 1, при охлаждении пересыщенного раствора карбамида образуются тонкие иглы кристаллов карбамида, аналогичные иглы образуются и при добавлении в раствор порошка диоксида циркония. При наличии градиента температуры данные иглы ориентируются в одном, заданном направлении.

Для исследования интервалов выгорания получаемых кристаллов карбамида была проведена дифференциально-сканирующая калориметрия (рис. 2). Вид кривой ДСК свидетельствует о том, что при нагревании протекает сложная эндотермическая реакция. При нагревании от 130 до 150 °С происходит плавление карбамида, а от 232 до 256 °С образуется биурет ($C_2H_5N_3O_2$ или $(H_2NCO)_2NH$) с одновременным выделением аммиака. Вторая потеря массы при полном разложении карбамида связана с выделением изоциановой кислоты ($HNCO$) в интервале температур от 365 до 405 °С.

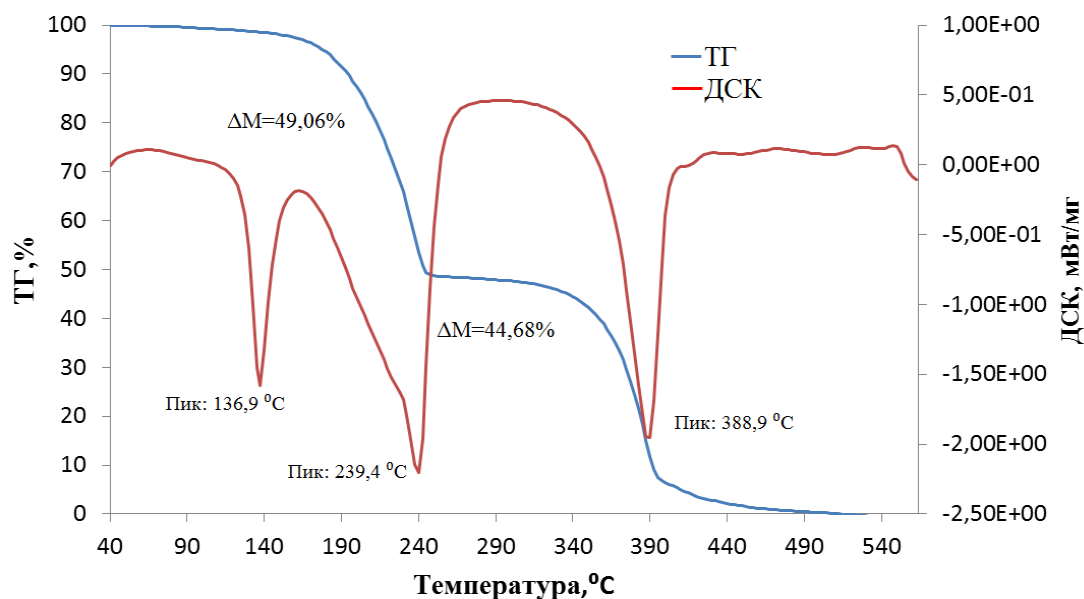


Рис. 2. Кривые ДСК и ТГ игольчатых кристаллов карбамида, полученных в условиях эксперимента

На основе полученных данных было выявлено, что режимы охлаждения и материалы используемых форм, незначительно влияют на общую пористость образцов (пористость изменялась на 1–2 %), но значительно влияют на распределение и размер пор. Так при использовании сложной формы были получены образцы с более однонаправленными порами. Варьирование скорости охлаждения суспензии позволило получать поры различной протяженности.

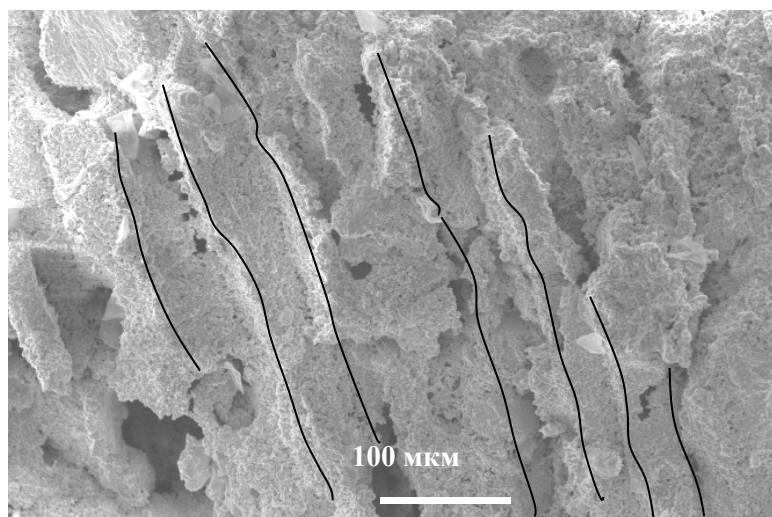


Рис. 3. Образец, полученный литьем в форму с металлическим дном и полиуретановыми стенками

Для исследования возможности пропускания жидкости через полученные пористые материалы (рис. 4), дистиллированная вода подкрашивалась при помощи красителя и наносилась на предварительно обработанную поверхность образца. Эффект оценивали по окраске фильтровальной бумаге, на которую изначально помещался образец.

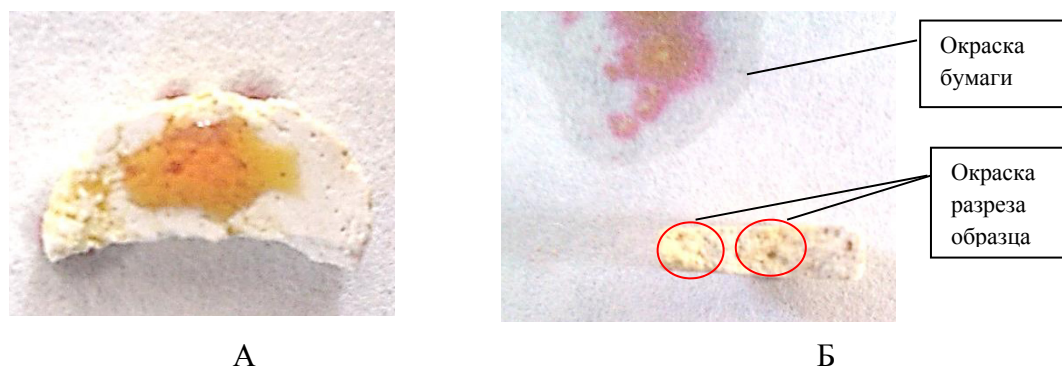


Рис. 4. Пропускание окрашенной жидкости через открытые однонаправленные поры образца. А) образец керамики с нанесенной на поверхность окрашенной жидкостью; Б) срез образца

Таким образом, в ходе эксперимента были исследованы различные варианты получения пористых материалов с использованием метода выгорающей добавки, кристаллизующейся в суспензии. Получена серия образцов с различным направлением и размером пор от 0,2 до 200 мкм, а также различной пористостью от 27 до 57 %.

Список литературы

1. Wang L.X., Ning Q.J., Yao Z.C. Development of porous ceramics material. Bull Chin Ceram Soc 1998; 1 (1): 41–5.
2. Scheffler M., Colombo P. Cellular ceramics. Weinheim: Wiley-VCH; 2005.
3. Deville S., Freeze-casting of porous ceramics: a review of current achievements and issues. Adv EngMater 10: 155–169 (2008).
4. Dubok V.A. Powder Metallurgy and Metal Ceramics, 39 (7–8), 381–394 (2000).
5. Kannan S., Balamurugan A., Rajeswari S., Subbaiyan M., Corrosion Reviews, 20, 342, (2002).

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ОКСИДОВ ЩЕЛОЧНЫХ МЕТАЛЛОВ И ОКРАШИВАЮЩИХ ПИГМЕНТОВ НА ТЕПЛОВОЕ РАСШИРЕНИЕ И ХИМИЧЕСКУЮ СТОЙКОСТЬ ЛЕЙЦИТОВОЙ КЕРАМИКИ

В.В. Климова¹, Т.А. Хабас¹, С.И. Старосветский²

¹ *Национальный исследовательский Томский политехнический университет, г. Томск
E-mail: habas@yandex.ru*

² *Медицинский лечебно-профилактический центр по проблеме сахарного диабета, г. Красноярск*

Введение

Стеклокерамические реставрации представляют собой поликристаллические материалы, которые получают посредством контролируемой кристаллизации и зарождения кристаллических фаз в процессе термообработки [1]. «Нужный» химический состав стоматологической керамики часто базируется на лейците, который является основной кристаллической фазой трехкомпонентной системы $K_2O - Al_2O_3 - SiO_2$. Это позволяет целенаправленно влиять на ТКЛР керамики и тем самым обеспечивать ее гармоничное бездефектное слияние с металлическим каркасом [2, 6]. Одним из важных свойств стеклокерамических материалов является устойчивость к агрессивным кислым средам, т. к. поверхность изделий в процессе эксплуатации, как правило, подвергается коррозионному воздействию внешней среды. [3–5].

Целью работы является создание и исследование окрашенного стеклокристаллического материала для металлокерамических стоматологических покрытий. Исследование влияния содержания и вида ионов щелочных металлов, содержания окрашивающих пигментов на тепловое расширение и химическую стойкость. Изучение влияния предварительной термообработки на кристаллизуемость стекол.

Методики эксперимента и характеристика объекта исследований

В основании исследований лежит изучение свойств стеклокристаллических материалов и разработка образцов двух групп. Первая содержит в своем составе основу: 79 % – калиевого полевого шпата (КПШ) с добавлением смеси оксидов: B_2O_3 , BaO , K_2O , Na_2O , Li_2O и ZnO (условно – базовый состав), вторая – содержит основу – 82 % КПШ с добавлением смеси оксидов: B_2O_3 , BaO , Li_2O (увеличенное содержание в результате замещения оксидов K_2O и Na_2O оксидом лития) и ZnO (условно – состав с увеличенным содержанием лития).

В качестве окрашивающих добавок использовались оксиды церия CeO_2 , празеодима – Pr_2O_3 , тербия – Tb_4O_7 (вводился трехводным карбонатом тербия $(Tb_2(CO_3)_3 \cdot 3H_2O)$, железа – Fe_2O_3 и перманганат калия $KMnO_4$, которые вводились в исходную шихту сверх 100 %.

Варка образцов обеих групп производилась на воздухе до температуры $T = 1250 - 1300$ °С с выдержкой 10–15 мин. Приготовленная фритта измельчалась, и подвергалась дополнительной термообработке, для частичной кристаллизации материала. Для этого измельченные навески по 20 г помещались в тиглях в муфельную печь и подвергались термообработке на воздухе при 600, 700 и 800 °С (далее температура ситаллизации) со скоростью подъема температуры 120 °С/ч с выдержкой при конечной температуре 5 минут. После дополнительной термообработки полученные материалы вновь измельчались для дальнейших исследований.

Для измерения коэффициента линейного термического расширения (ТКЛР) были изготовлены образцы из порошка фритты в виде параллелепипедов размером 50x6x6мм, которые прессовали при удельном давлении 350–400 МПа. Спекание производили в печи до температур 740–760 °С с выдержкой 120–300 с. Дилатометрический анализ в интервале температур от 20–600 °С проводили на дилатометре DIL 402PC/4 фирмы "NETZSCH" (Германия).

Для определения химической стойкости рассчитывались потери массы образцов полученных продуктов до и после выдержки в 4 % растворе уксусной кислоты в течение суток. Предварительно образцы в виде спрессованных таблеток были обожжены с поддержанием вакуума при температуре 920–960 °С.

Полученные результаты и обсуждение

Термическое расширение

По результатам измерения ТКЛР построены сравнительные гистограммы (рис. 1, 2).

Из гистограммы на рис. 1 следует, что в составах «эмалей» группы II – «с увеличенным содержанием лития» значения ТКЛР ниже в среднем на $4 \cdot 10^{-6} K^{-1}$ в отличие от группы I – «базового состава». Так как условия термообработки образцов обеих групп были одинаковы, то это связано с химическим составом шихты. А именно с заменой оксидов калия и натрия оксидом лития в образцах группы II, где количество лития больше на 2,81 мас. %, чем в образцах группы I. Также изменение термического расширения может быть связано с увеличением в составах группы II содержания оксида бора на 0,2 мас. %, и оксида бария на 0,2 мас. %. Все это в той или иной степени приво-

дит к снижению вязкости расплава, что влечет за собой и стимулирование кристаллизации [7], а также к снижению термического расширения.

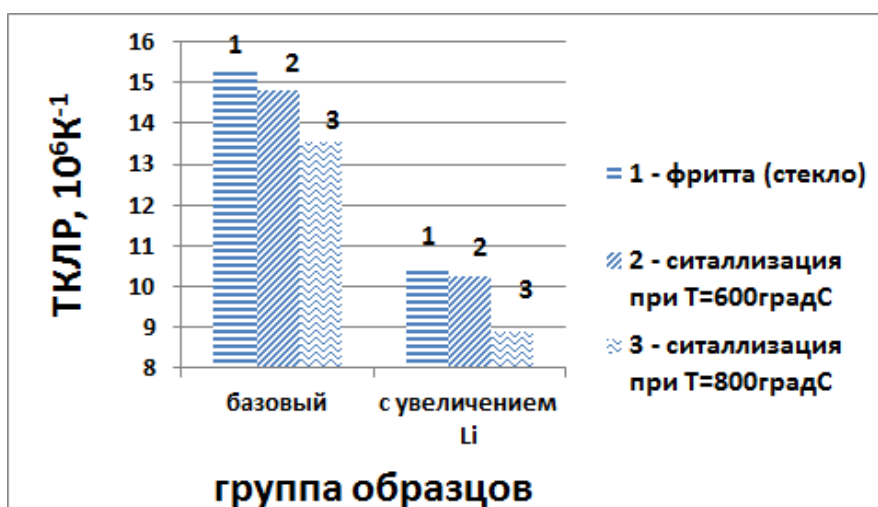


Рис. 1. Сравнительная гистограмма ТКЛР «эмалей» без окрашивающих добавок «базового состава» и «состава с увеличенным содержания лития»

Наблюдается одинаковая закономерность в обеих группах образцов, а именно уменьшение значения ТКЛР в образцах, подверженных ситаллизации в отличие от образцов фритты дополнительно не термообработываемых после варки (фритта). В случае «базового состава» разница значений ТКЛР между отожженной фриттой и ситаллизованным составом при $600 \text{ }^\circ\text{C}$ более выражена и составляет $0,473 \cdot 10^{-6}$, чем при анализе составов с увеличенным содержанием оксида лития, где разница значений ТКЛР составляет всего $0,157 \cdot 10^{-6}$. Таким образом, увеличение доли кристаллической фазы за счет повышенного содержания оксида лития, а также за счет дополнительной термообработки (ситаллизации), снижает значения ТКЛР исследуемых покрытий.

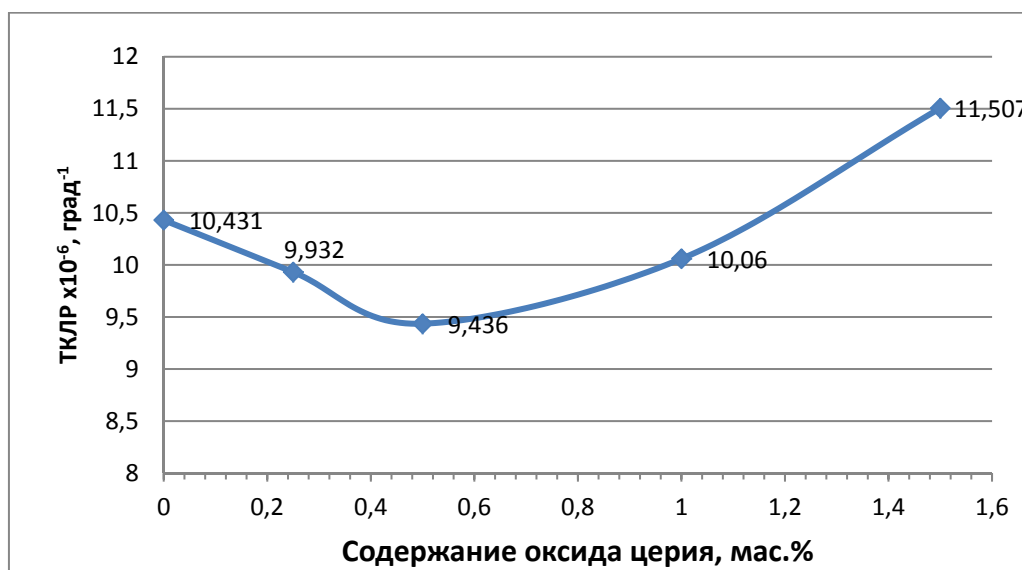


Рис. 2. Зависимость ТКЛР образцов эмалей «с увеличенным содержанием лития» от содержания в шихте оксида церия (температура ситаллизации $700 \text{ }^\circ\text{C}$)

Окрашивающие добавки тоже оказывают влияние на термическое поведение образцов. Например, график на рис. 2 наглядно показывает, что в составах «эмалей» «с увеличенным содержанием лития» значения ТКЛР уменьшаются при добавлении CeO_2 в количестве 0,5 мас. %, а дальнейшее увеличение его содержания приводит к повышению ТКЛР. Это связано с возможностью изменения состояния иона церия при увеличении его содержания, так как он может менять степень окисления в зависимости от своего содержания и условий варки [8].

Химическая устойчивость

На рис. 3 приведена сравнительная гистограмма химической растворимости «базового состава» и «составов с увеличенным содержанием лития» окрашенных образцов эмали ЭА4 с добавками оксидов церия (0,5 мас. %), празеодима, железа и марганца. «Составы с увеличенным содержанием лития» имеют меньшие значения химической растворимости, чем «базовый состав». Минимальную растворимость имеет образец, подвергнутый промежуточной термообработке (ситаллизация при $T = 600^\circ\text{C}$).

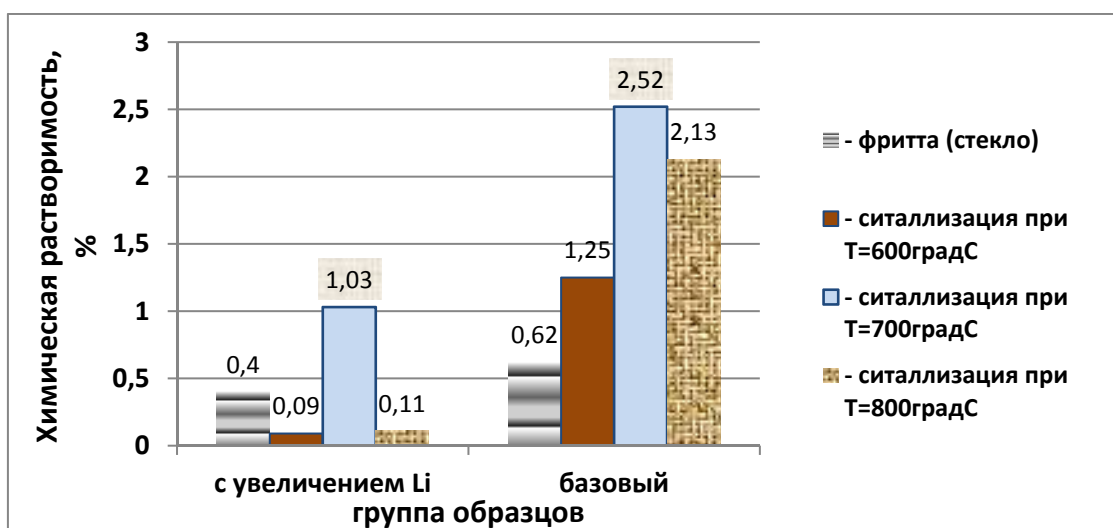


Рис. 3. Сравнительная гистограмма химической растворимости «базового состава» и «составов с увеличенным содержанием лития» окрашенных «эмалей» ЭА4 с добавками Ce (0,5 мас.%), Pr , Fe и Mn

Выводы

1. Температура ситаллизации выше 600°C приводит к спеканию порошка фритты и способствует получению кристаллов лейцита крупных размеров.
2. Нагревание порошков для обеспечения кристаллизации оптимально до температуры 600°C со скоростью подъема температуры $120^\circ\text{C}/\text{ч}$ с выдержкой при конечной температуре 5 минут.
3. Повышение кристаллизации за счет дополнительной термообработки (ситаллизации), снижает значения ТКЛР исследуемых покрытий.
4. Замена оксидов калия и натрия оксидом лития в составе исходной шихты уменьшает потери массы при обработке кислотой, тем самым значительно повышая кислотостойкость материалов.

Список литературы

1. Höland W., Rheinberger V., Apel E., Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration // Journal of the European Ceramic Society. – 2007. – Vol. 27. – № 2–3. – P. 1521–1526.
2. Klouzkova A., Mrazova M., Kohoutkova M., Klouzek J. Preparation of leucite-based composites / Ceramics – Silikaty. – 2012. 56. – № 4. – P. 341–346.
3. Ghasemzadeh M., Nemati A., Nozad A., Hamnabard Z. / Crystallization kinetics of glass-ceramics by differential thermal analysis // Ceramics – Silikáty. – 2011. 55. – P. 188–194.
4. Тавгень В., Родцевич С., Минкевич Т. / Щелочные титансодержащие стекла для белых стекломалей с повышенной коррозионной стойкостью // Стекло и керамика. – 2005. – № 7.
5. Красный Б., Тарасовский В., Рахманова, Е. Бондарь В. Химическая стойкость керамических материалов в кислотах и щелочах // Стекло и керамика. – 2004. – № 10.
6. Schairer J., Bowen N. Melting relations in the systems $\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$ and $\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$ // Am. J. Sci. – 1947. 245 – P. 59–80.
7. Аппен А.А. Химия стекла: монография / А.А. Аппен. – 2-е изд., испр. – Л.: Химия, 1974. – 351 с.
8. Ковчур Г.С., Федорова В.А., Гайдук А.П. Использование редкоземельных элементов для производства стекла. – Минск: Изд-во «Высшая школа», 1982. – 171 с.

МИКРОДУГОВЫЕ БИОПОКРЫТИЯ НА ОСНОВЕ ФОСФАТОВ КАЛЬЦИЯ С ДОБАВЛЕНИЕМ ЛАНТАНА И КРЕМНИЯ

Е.Г. Комарова¹, М.Б. Седельникова¹, Ю.П. Шаркеев¹, М.В. Чайкина²,
В.В. Шейкин³, Е.А. Шелехова³, Е.А. Казанцева⁴

¹ Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, г. Томск

² Институт химии твердого тела и механохимии СО РАН, г. Новосибирск

³ Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск

⁴ Национальный исследовательский Томский государственный университет, г. Томск

Национальный исследовательский Томский государственный университет, г. Томск
E-mail: katerina@ispms.tsc.ru

Важной проблемой медицинского материаловедения является разработка новых имплантационных материалов с оптимальными биологическими и функциональными свойствами, способствующими улучшению адаптации имплантатов к среде организма. Антисептические свойства имплантатов позволяют сократить длительность протекания естественных иммунных процессов в биотканях на ранних стадиях приживления, минимизировать возникновение аллергических и воспалительных реакций организма в отдаленный период имплантации, а также обеспечить наилучшие условия для биоинтеграции и надежного закрепления имплантатов. Противовоспалительное действие биоматериалов связано, в основном, с наличием в их составе определенных химических элементов, обладающих природными антисептическими свойствами и содержащихся в небольших количествах.

Лантан (La) характеризуется противовоспалительным антисептическим эффектом, т. к. его ионы обладают близким сродством к фосфолипидам и стабилизируют деятельность клеточных мембран, блокируя ионные каналы клеток биоструктур. Применение лантана и многих лантаноидов в современной медицине также связано с их природными антикоагулянтными свойствами и высокой тромборезистентностью. Считает-

ся, что они влияют на различные стадии процесса свертывания крови: ингибируют синтез протромбина, обладают антагонистическими свойствами в отношении тромбина, действуют как антиметаболиты ионов Ca^{2+} , вытесняя их из систем с одним или более белковыми факторами коагуляции [1, 2]. Ионы кремния играют активную роль в организации соединительной костной ткани и способствуют ее ускоренному восстановлению [3]. Введение указанных модифицирующих добавок в небольших дозах будет способствовать сбалансированности концентрации микроэлементов в биопокрытиях и костных тканях.

Метод микродугового оксидирования (МДО) также известный, как плазменно-электролитическое оксидирование (ПЭО) или искровое анодирование, является перспективным методом обработки поверхности, т. к. позволяет получать биологически активные покрытия с пористой структурой. В процессе МДО покрытие формируется как вследствие окисления химических элементов сплава, так и вследствие термических превращений компонентов электролита под воздействием микроплазменных разрядов. При этом происходит включение в состав покрытия и компонентов электролита, и компонентов сплава, приводящее к изменению свойств и параметров формирования покрытий [4]. Изменяя состав электролита, можно добиться включения различных модифицирующих добавок в структуру кальцийфосфатных (КФ) покрытий.

Целью работы было изучение фазового состава, структуры, физико-химических и биологических свойств La- и Si-содержащих КФ покрытий, сформированных методом МДО при различных напряжениях процесса.

Для нанесения покрытий использовали гидроксиапатит, полученный механохимическим методом [5]. Механохимический метод применяется для синтеза ряда апатитов с общей формулой $\text{M}_{10}(\text{RO}_4)_6\text{X}_2$, при этом, структура апатитов представляет пластичную матрицу, в которой возможен широкий ряд замещений ионами многих микроэлементов: La^{3+} , Mg^{2+} , P^{5+} , V^{5+} , S^{2-} , F^- , Cl^- и др. [5]. В работе использовали La- и Si-замещенный гидроксиапатит (La-Si-ГАП) $(\text{Ca}_{9,5}\text{La}_{0,5}(\text{PO}_4)_{5,5}(\text{SiO}_4)_{0,5}(\text{OH})_2)$ с концентрацией заместителей 0,5 моль [6]. Двойное замещение стабилизирует структуру апатита, способствует вхождению более значительных концентраций Si, а также делает возможным вхождение в структуру апатита ионов кислорода, локализующихся на оси 63 в положении гидроксильных групп [6].

Нанесение КФ покрытий проводили методом МДО на установке MicroArc-3.0 (ИФПМ СО РАН, г. Томск) с импульсным источником питания на образцы из титана BT1-0, имеющие форму пластин размером $10 \times 10 \times 1$ мм³. В качестве компонентов электролита на основе 30 % водного раствора ортофосфорной кислоты были выбраны карбонат кальция и La-Si-ГАП. Нанесение КФ покрытий проводили в анодном режиме, при варьировании напряжения оксидирования 150–350 В. Другие электрофизические параметры: длительность импульсов – 100 мкс, частота – 50 Гц, время нанесения покрытий – 10 мин – были определены в ранее проведенных исследованиях [7].

Исследование морфологии микродуговых La-Si-содержащих КФ (La-Si-КФ) покрытий методом растровой электронной микроскопии (РЭМ, LEO EVO 50, Zeiss, ЦКП «Нанотех» ИФПМ СО РАН) показало, что поверхность КФ покрытий представлена структурными элементами сфероидальной формы (сферы) со сквозными порами (рис. 1). Измерение размеров структурных элементов (сфер и пор) методом «секущей» [8] с последующей статистической обработкой показало, что гистограммы распределения элементов по размерам для всех покрытий имеют одномодальный характер (рис. 1).

При напряжении 200 В начинает формироваться однородное по толщине КФ покрытие (рис. 2, а). При этом средний размер сфер и пор таких покрытий составляет

15–17 мкм и 3–4 мкм, соответственно (рис. 1, а–в). Повышение напряжения до 300 В приводит к росту толщины покрытия (рис. 2, б), увеличению размеров структурных элементов (сфер и пор) и их последующему разрушению (рис. 1, г–е). Средние размеры сфер и пор увеличиваются до 23–24 мкм и 5–6 мкм, соответственно. При максимальном напряжении процесса 350 В средние размеры сфер и пор в покрытиях составили 25–26 мкм и 6–7 мкм, соответственно (рис. 1, ж–и). Известно, что для успешной остеоинтеграции имплантата в костную ткань необходимо наличие микропористой поверхности, поскольку микропоры размером до 10 мкм имеют тот же порядок величины, что некоторые клетки и большие биомолекулы [9].

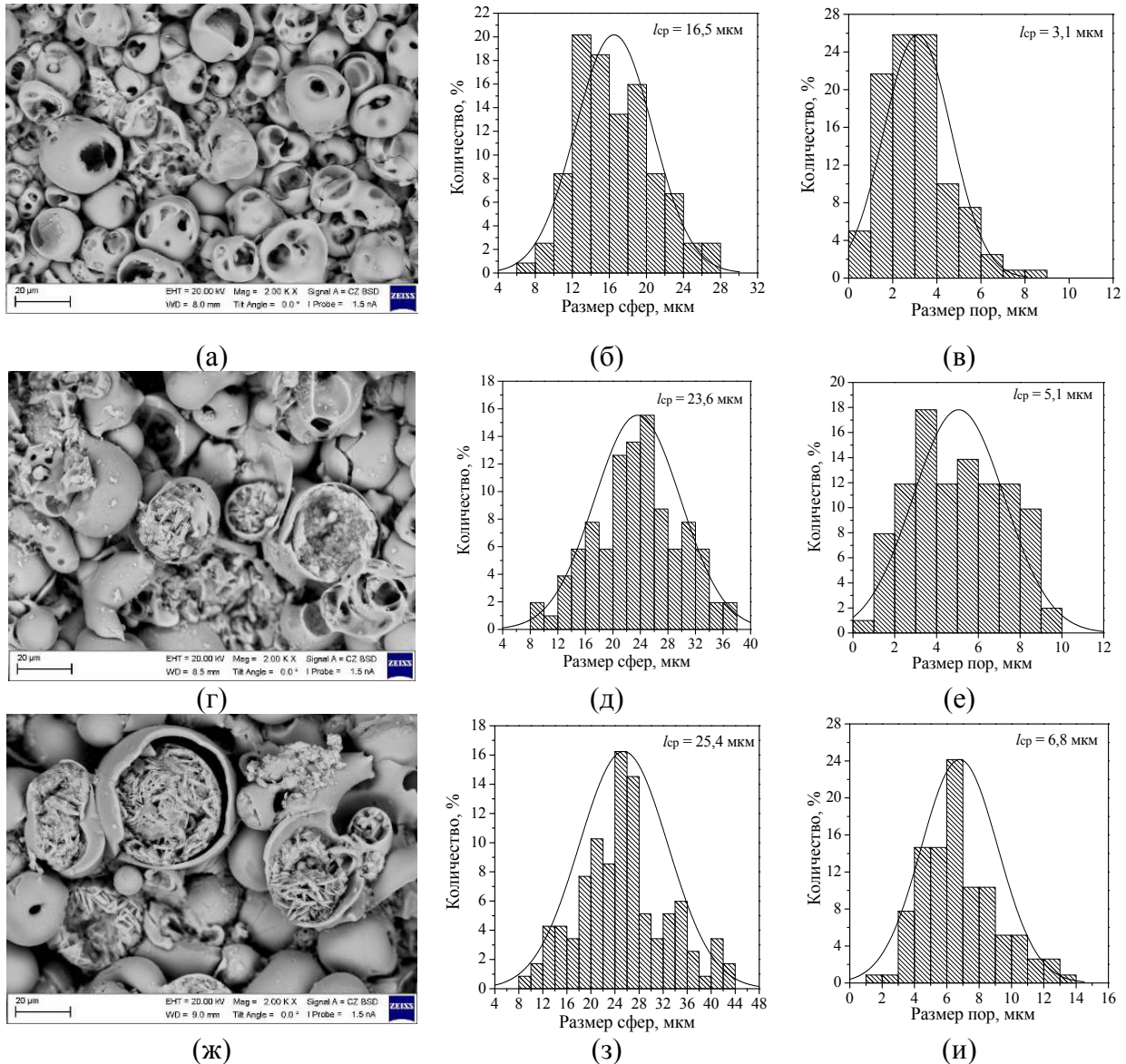


Рис. 1. РЭМ-изображения и гистограммы распределения структурных элементов (сфер и пор) по размерам для La-Si-KF покрытий, полученных при различных напряжениях процесса, В: (а–в) – 200; (г–е) – 300; (ж–и) – 350

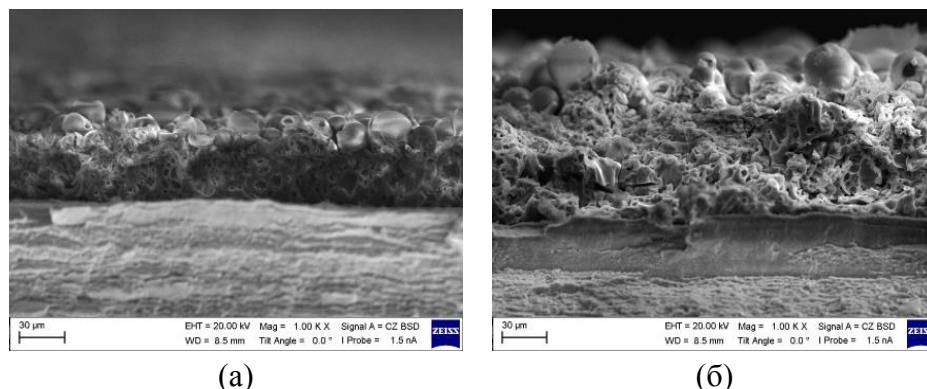


Рис. 2. РЭМ-изображения La-Si-KФ покрытий в поперечном сечении, нанесенных при напряжениях процесса, В: (а) – 200; (б) – 300

С помощью РЭМ установлено, что в La-Si-KФ покрытиях, полученных при напряжениях процесса 300–350 В, на поверхности разрушенных полусфер и осколков образуются кристаллы пластинчатой формы (рис. 1, з, ж). Это может указывать на формирование новой кристаллической фазы в покрытиях.

Рентгенофазовый анализ (РФА), выполненный на дифрактометре ДРОН-7 (ЦКП «Нанотех» ИФПМ СО РАН) в Co K_α -излучении, показал, что La-Si-KФ покрытия, нанесенные при напряжениях процесса 150–250 В, находятся, в основном, в рентгено-аморфном состоянии. Присутствуют лишь небольшие рефлексы, характерные для β -пирофосфата кальция $\beta\text{-Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$. Установлено, что при повышении напряжения оксидирования до 300–350 В происходит формирование новой кристаллической фазы – монетита CaHPO_4 (рис. 3), что согласуется с результатами РЭМ. Отсутствие на рентгенограммах La и Si, или содержащих их соединений связано с малым количеством в составе покрытий.

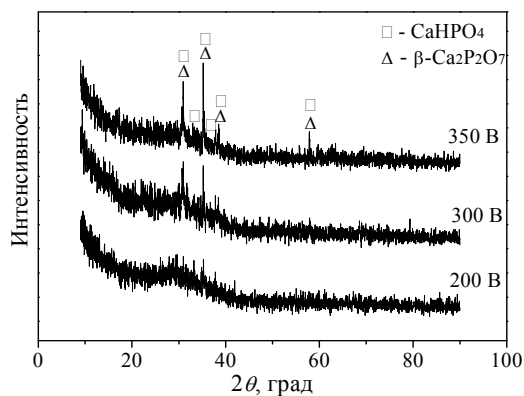


Рис. 3. Рентгенограммы La-Si-KФ покрытий, полученных при различных напряжениях процесса

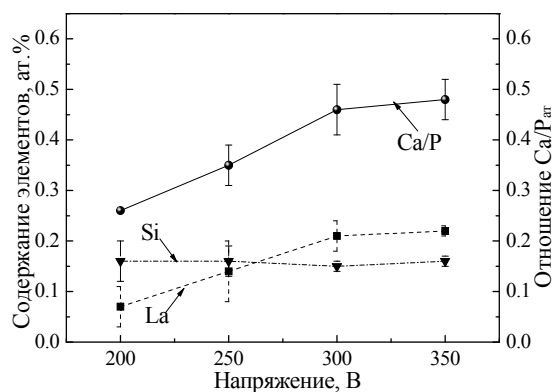


Рис. 4. Содержание элементов La и Si, и атомное отношение Ca/P для La-Si-KФ покрытий, полученных при различных напряжениях процесса

Элементный состав КФ покрытий, определённый методом энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (ЭДС), представлен следующими элементами: кислород (66,3–70,7 ат. %), титан (7,1–12,3 ат. %), фосфор (15,5–17,0 ат. %), кальций (4,3–7,4 ат. %), лантан (0,01–0,22 ат. %) и кремний (0,04–0,16 ат. %). Как видно из результатов ЭДС, элементы La и Si в покрытиях содержатся в небольших «следовых» количествах (рис. 4).

При повышении напряжения МДО до 350 В количество La в составе биопокрытий растет до 0,22 ат. %, а Si – остается неизменным – 0,16 ат. % (рис. 4). Выявленная закономерность, возможно, связана с неравнозначными условиями изоморфного вхождения ионов-заместителей в позиции катиона Ca^{2+} и анионной группы $(\text{PO}_4)^{3-}$ в структуре исходного ГА, и как следствие, неравнозначным участием данных ионов в электрохимических реакциях в процессе МДО. С повышением напряжения МДО, а следовательно, и температуры в области микроплазменных разрядов интенсифицируются процессы осаждения ионов Ca^{2+} из электролита, и образования монетита CaHPO_4 . Это приводит к увеличению содержания Ca в покрытиях и росту отношения Ca/P до 0,5.

Увеличение интенсивности микроплазменных разрядов при повышении напряжения процесса также приводит к росту толщины покрытий и их шероховатости по параметру Ra (ГОСТ 2789–73). Исследования показали, что с повышением напряжения процесса происходит линейный рост данных характеристик от 20 до 130 мкм и от 2 до 8 мкм, соответственно (рис. 5). В работе [10] показано, что для успешной адгезии стволовых клеток к поверхности покрытия, их дальнейшей пролиферации и дифференцировки в костную ткань оптимальным является 5 класс шероховатости ($2,5 < Ra < 5$ мкм).

Общая пористость покрытий, которая оценивалась как отношение суммарной длины отрезков, попадающих на поры, к общей длине секущих линий, практически не изменялась и составила 20–23 % (рис. 6, кривая 1).

Важной эксплуатационной характеристикой покрытий является адгезионная прочность. В работе адгезионная прочность определялась методом отрыва на испытательной машине Instron-1185, как отношение усилия, при котором происходит отрыв покрытия от подложки, к площади отрыва. Результаты исследований показали, что адгезионная прочность покрытий линейно уменьшается от 21 до 4 МПа с повышением напряжения процесса нанесения (рис. 6, кривая 2), что обусловлено ростом толщины покрытий. Согласно ISO 13779-4 адгезионная прочность покрытий к медицинским имплантатам должна быть не менее 15 МПа. Для повышения адгезии покрытий предложено проводить предварительную обработку образцов с применением пескоструйной обработки и последующего химического травления [9].

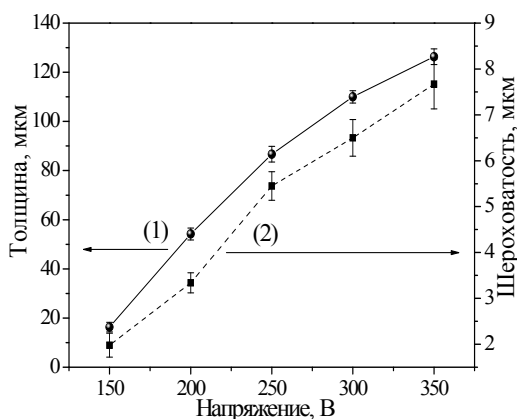


Рис. 5. Зависимости толщины (1) и шероховатости (2) La-Si-KФ покрытий от напряжения процесса

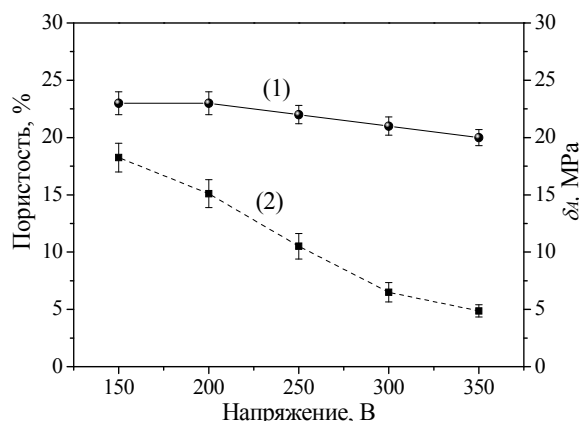


Рис. 6. Зависимости пористости (1) и адгезионной прочности (2) La-Si-KФ покрытий от напряжения процесса

Известно, что адгезия клеток активнее проявляется на гидрофильных поверхностях. Исследования смачиваемости La-Si-KФ покрытий, выполненные на установке Easy Drop DSA1, показали, что максимальные значения краевых углов смачивания во-

дой и глицерином, не превышают 35° , что указывает на высокую гидрофильность покрытий (рис. 7). При этом с повышением напряжения процесса, и как следствие шероховатости поверхности (рис. 5), краевые углы с водой и глицерином уменьшаются линейно от 17 до 5° и от 33 до 18° , соответственно. Свободная поверхностная энергия КФ покрытий, рассчитанная в соответствии с уравнением Оуэнса-Вендта [11], имеет две компоненты – дисперсионную и полярную, с преобладанием последней (табл. 1). Это свидетельствует о наличии в покрытиях соединений с сильными полярными химическими связями (ОН-группы, оксиды и фосфаты). Повышение напряжения приводит к уменьшению полярной компоненты и увеличению дисперсионной. Данная закономерность связана с ростом шероховатости покрытий, т. к. при формировании развитого рельефа поверхности усиливаются дисперсионные ван-дер-ваальсовы силы [11]. При этом полярные связи на поверхности покрытий продолжают доминировать. Свободная поверхностная энергия La-Si-КФ покрытий имеет высокие значения $74\text{--}76$ мН/м, независимо от величины напряжения процесса (табл. 1).

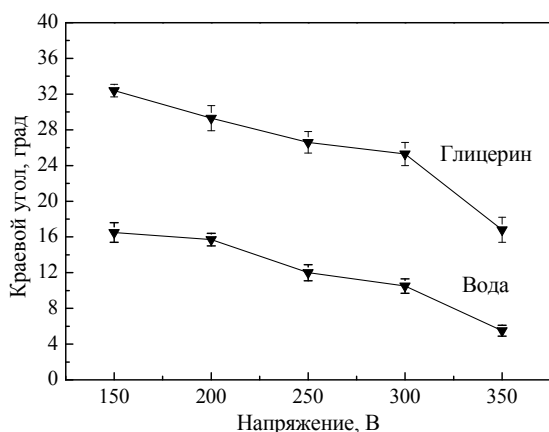


Рис. 7. Зависимости краевых углов смачивания водой и глицерином La-Si-КФ покрытий от напряжения процесса

Таблица 1. Свободная поверхностная энергия La-Si-содержащих КФ покрытий

$U, В$	$\sigma_T^П$	$\sigma_T^Д$	σ
150	$68,4 \pm 0,6$	$6,9 \pm 0,2$	$75,3 \pm 0,8$
200	$65,6 \pm 0,7$	$8,5 \pm 0,4$	$74,1 \pm 1,1$
250	$66,0 \pm 0,6$	$9,0 \pm 0,3$	$75,0 \pm 0,8$
300	$65,4 \pm 0,6$	$9,6 \pm 0,3$	$75,0 \pm 0,9$
350	$61,2 \pm 0,6$	$12,9 \pm 0,4$	$74,1 \pm 1,0$

Примечание: $\sigma_T^П$ и $\sigma_T^Д$ – полярная и дисперсионная компоненты поверхностной энергии, соответственно; σ – свободная поверхностная энергия покрытий

Биологические испытания выполняли согласно методике исследования цитотоксичности медицинских изделий *in vitro* (ISO 10993-5-2009). Для определения цитотоксичности исследуемых образцов использовали клеточную культуру гепатомы крысы (Hepatoma tissue culture, НТС, г. Санкт-Петербург). Цитотоксичность изучали двумя способами: методом прямого контакта (пластинки с покрытием помещали на культуру клеток) и экстракционным методом (образцы в течение 24 ч инкубировали в стерильных пробирках в термостате при 37°C в культуральной среде DMEM, затем полученный экстракт добавляли к клеткам гепатомы). Жизнеспособность клеток оценивали методом МТТ-теста *in vitro* (МТТ реагент, «ПанЭко», Россия) через 48 ч культивирования клеточной культуры в питательной среде DMEM в присутствии образцов или их экстрактов. Результаты биотестирования обоими методами показали, что доля выживших клеток составила более 92 % (табл. 2). Это указывает на высокую биосовместимость покрытий и отсутствие цитотоксического действия на клетки.

Таблица 2. Результаты цитотоксического теста *in vitro* через 48 часового культивирования клеточной культуры в питательной среде в присутствии образцов или их экстрактов, Ме (Q1-Q3)

Группы, n = 4	Количество жизнеспособных клеток, %	
	Метод прямого контакта	Экстракционный метод
Среда клеток без образцов Контрольная группа	100	100
Среда клеток в присутствии образцов (0,5-La-Si-КФ)	94,5 ± 2,5 (92,0–96,0)	97,2 ± 2,4 (94,8–99,6)

Выводы

Показано, что при нанесении La-Si-КФ покрытий методом МДО повышение напряжения процесса нанесения покрытия приводит к линейному росту толщины, шероховатости и размеров структурных элементов (сферы и поры). При этом общая пористость покрытий практически не меняется и составляет 20–23 %, а адгезионная прочность снижается от 21 до 4 МПа. Установлено, что покрытия имеют в основном рентгеноаморфную структуру. Повышение напряжения до 300–350 В приводит к формированию в покрытиях кристаллических фаз: СаНРО₄ и β-Са₂Р₂О₇, и увеличению отношения Са/Р до 0,5, что способствует повышению биологической активности покрытий.

С повышением напряжения процесса концентрация La в покрытиях увеличивается до 0,22 ат. %, а содержание Si практически не изменяется и составляет 0,16 ат. %. Показано, что покрытия обладают низкими краевыми углами смачивания, менее 35°, и высокой поверхностной энергией 74–76 мН/м, что свидетельствует о высокой степени гидрофильности покрытия. Результаты биотестирования показали, что через 48 ч культивирования клеток гепатомы крысы в присутствии образцов или их экстрактов доля выживших клеток составила более 92 %. Это указывает на высокую биосовместимость покрытий и отсутствие цитотоксического действия на клетки.

Работа выполнена при финансовой поддержке программы фундаментальных исследований СО РАН на 2013-2016 гг., проект III 23.2.5 и РФФИ, проект № 16-33-50008 мол_нр.

Список литературы

1. Родионов И.В., Бутовский К.Г., Бейдик О.В., Сурменко Е.Л. Оксидные биопокрытия с антисептическими и антитромбогенными свойствами на чрескостных фиксаторах в аппаратах остеосинтеза // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2008. – № 8–9. – С. 98–101.
2. Guo D.G., Wang A.H., Han Y., Xu K.W. Characterization, physicochemical properties and biocompatibility of La-incorporated apatites // Acta Biomaterialia. – 2009. – Т. 5. – С. 3512–3523.
3. Pietak A.M., Reid J.W., Stott M.J., Sayer M. Silicon substitution in the calcium phosphate bioceramics. Review // Biomaterials. – 2007. – Т. 28. – С. 4023–4032.
4. Тихоненко В.В., Шкилько А.М. Метод микродугового оксидирования // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2012. – № 13. – С. 13–18.
5. Чайкина М.В. Механохимический синтез изоморфных разновидностей апатита в качестве материалов для биокерамики // Физическая мезомеханика. – 2004. – Т. 7. – № 5. – С. 101–110.
6. Chaikina M.V., Komarova E.G., Sharkeev Yu.P., Bulina N.V., Prosanov I.Yu. Lanthanum-silicon-substituted hydroxyapatite: mechanochemical synthesis and prospects for medical applications // AIP Conference Proceedings. – 2016. – Т. 1760. – С. 020009-1–020009-6.
7. Komarova E.G., Chaikina M.V., Sedelnikova M.B., Sharkeev Y.P. Structure and properties of La- and Si-incorporated calcium phosphate coatings // AIP Conference Proceedings. – 2016. – Т. 1760. – С. 020031-1–020031-6.

8. Шаркеев Ю.П., Псахье С.Г., Легостаева Е.В., Князева А.Г., Смолин А.Ю., и др. Биокompозиты на основе кальцийфосфатных покрытий, наноструктурных и ультрамелкозернистых биоинертных металлов, их биосовместимость и биодegradация. – Томск: Издательский Дом Томского государственного университета, 2014. – 596 с.
9. Sammons R.L., Lumbikanonda N., Gross M., Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration // *Clinical Oral Implants Research*. – 2005. – Т. 16. – С. 657–666.
10. Khlusov I.A., Dekhtyar Y., Khlusova M.Y., et. al. Novel concepts of “niche-relief” and “niche-voltage” for stem cells as a base and hematopoietic tissues biomimetic engineering // *IFMBE Proceedings*. – 2013. – Т. 38. – С. 99–102.
11. Комарова Е.Г., Шаркеев Ю.П., Чебодаева В.В. Влияние параметров микродугового оксидирования на шероховатость и смачиваемость кальцийфосфатных покрытий // *Известия высших учебных заведений. Физика*. – 2014. – Т. 57. – № 10/3. – С. 171–175.

ВОССТАНОВЛЕНИЕ КУЛЬТЕВОЙ ЧАСТИ РАЗРУШЕННЫХ ЗУБОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ СВЕРХЭЛАСТИЧНОГО СПЛАВА «ТИТАНИД»

М.В. Куприянов¹, С.И. Старосветский¹, В.Э. Гюнтер²

¹*Красноярский научный центр по стоматологической реабилитации
больных сахарным диабетом, г. Красноярск*

E-mail: stomtax@yandex.ru

²*НИИ Медицинских материалов и имплантатов с памятью формы, г. Томск*

Эстетическая стоматология стала одним из ведущих направлений в клинической стоматологии. Повышенные требования пациентов к качеству ортопедического лечения обуславливают поиск и применение в клинике совершенных реставрационных материалов для восстановления разрушенных твердых тканей зубов. Параллельно возрастают желания пациентов наряду с эстетикой увеличить время функционирования проведенных реставраций.

На сегодняшний день одним из часто применяемых методов лечения значительных дефектов твердых тканей зубов является восстановление композиционными материалами и армирование культи зуба стекловолоконными штифтами. Выбором стекловолоконного штифта послужили его оптические, эстетические и деформационные свойства с модулем упругости 36 ГПа, которые близки к модулю упругости дентина зуба, равного 18 ГПа. В связи с этим происходит более равномерное распределение жевательной нагрузки на корневую систему восстановленного зуба в сравнении с литыми штифтами из неблагородных сплавов, где модуль упругости находится в пределах 150–240 ГПа [2, 3].

Перегрузка тканей пародонта, как показывают результаты проведенных экспериментов и клинических наблюдений, вызывают комплекс патологических изменений в тканях пародонта с преобладанием воспалительных и дистрофических процессов.

Несмотря на широкое применение в восстановительной стоматологии стекловолоконных штифтов, в литературе встречаются противоречивые мнения авторов, свидетельствующие о том, что модуль упругости армирующего материала, применяемого для восстановления культи разрушенного зуба, не всегда является ключевым фактором в прогнозе долгосрочного функционирования реставрируемого зуба [4]. Также имеются данные, что стекловолоконные штифты могут и деградировать во влажной среде поло-

сти рта при монотонных и многоциклических жевательных нагрузках, так как стандартная форма этих штифтов не всегда соответствует сложной геометрии корневого канала. При этом всё образовавшееся пространство занимает композитный цемент, который претерпевает усадку во время полимеризации и тем самым не обеспечивает надежной герметизации и фиксации штифта в корневом канале зуба [5, 6].

В связи с вышесказанным нами было проведено экспериментальное исследование, целью которого являлось изучение максимально-допустимых нагрузок на корневую часть зубов, восстановленных различными материалами, применяемых в клинической стоматологии. Для выполнения поставленной цели нами были выбраны широко распространенные анкерные штифты, штифты из стекловолокна, из КХС – сплава и эластичного никелидтитанового сплава длиной 10 мм и диаметром 1,2 мм. В качестве экспериментальной модели были применены блоки эпоксидной смолы размером 7×14×30 мм, в которые были погружены корни вторых центральных резцов нижней челюсти телят в возрасте 1 года.

Все коронки зубов животных были срезаны на уровне их анатомической шейки. Корневые каналы расширены и уставлены в них штифты на глубину 2/3 корня из вышеуказанных материалов и зафиксированы стеклоиномерным цементом «Fuji I». Изучение предела прочности на сжатие штифтовых конструкций и твердых тканей корней зубов проводили на испытательной машине «Instron MODEL 1185». Показатели предела прочности фиксировали при нагрузке, которая разрушала конструкции и вызывала деструкцию модельной среды в корневой части пародонта зубов.

В результате проведенного эксперимента по изучению предела прочности на сжатие штифтовых конструкций из различных материалов и тканей корневой части пародонта можно сделать вывод о том, что нагрузка $11,2 \pm 2,2$ кг/мм² вызвала вертикальное разрушение стекловолоконного штифта, не вызывая деструкции тканей в испытуемой модели. Увеличение нагрузки до $74,7 \pm 6,9$ кг/мм² приводило к вертикальному перелому корня и появления трещин в эпоксидной смоле модели пародонта, где использовалось армирование анкерным штифтом. При армировании корня изучаемой модели штифтом из кобальтохромового сплава аппарат фиксировал разрушение на показателе $76,6 \pm 7,1$ кг/мм². При этом эпоксидный блок оставался без видимых изменений, но рентгенологически отмечалась вертикальная трещина корня. Максимальную устойчивость к прочности на сжатие показала модель с армированной корневой частью пародонта штифтом из никелидтитанового сплава. Аппаратом было зафиксировано разрушение при вертикальной нагрузке в $116,7 \pm 9,6$ кг/мм². При этом следует отметить, что деструкции в модели не было обнаружено ни визуально, ни рентгенологически.

Основываясь на анализе данных литературы и проведенных нами экспериментальных исследований по изучению предела прочности на сжатие штифтовых конструкций из различных материалов и собственных клинических наблюдений в «Научном центре по стоматологической реабилитации больных сахарным диабетом» был разработан и запатентован новый метод лечения твердых тканей зубов при их значительном разрушении без одонтопрепарирующего воздействия на зубодесневое соединение. В основе метода лечения был применен литейный никелид-титановый сплав «Титанид», созданный в Томском НИИ Медицинских материалов и имплантатов с памятью формы под руководством профессора В.Э. Гюнтера.

Методика лечения дефектов твердых тканей зубов заключается в том, что внутри полости зуба формируют дно и ступенеобразный выступ, сохраняя, по возможности, твердые ткани по периметру шейки зуба, возвышающиеся над десной. Изготавливают культевую штифтовую вкладку из сверхэластичного сплава «Титанид», коронковую часть которой покрывают при температуре 780 °С специальным керамическим грунтом, разработанным в Томском Политехническом Университете на кафедре «Техноло-

гии силикатов и наноматериалов» под руководством проф. В.И. Верещагина и фиксируют ее в полости зуба с применением композитных цементов двойного отверждения [1]. Окончательное восстановление проводят непосредственно в полости рта пациента различными современными композиционными материалами.

При проведении клинической апробации предложенной методики восстановления у пациентов значительно разрушенных твердых тканей зубов, нами применялись и другие общеизвестные методы лечения данной патологии с применением различных армирующих и композиционных материалов. Анализ клинических наблюдений за пациентами с проведенными реставрациями зубов показал, что положительные результаты лечения в 94 % случаев отмечались при применении собственной методики, выражающиеся в отсутствии переломов зубов, нарушений целостности структуры проведенных реставраций и сохранения цветостойкости реставрационных материалов.

Преимуществом предлагаемой нами методики, по нашему мнению, объясняется тем, что большая часть реставрации изготавливается лабораторным способом на модели методом литья и послойным нанесением керамической массы. Окончательное восстановление твердых тканей зуба производится в полости рта по стандартной технологии.

Основное жевательное давление приходится на культевую часть вкладки и далее через штифтовую систему, полностью повторяющую сложную геометрию корневого канала, передается на корень зуба. Применение сплава «Титанид» с его высокими эластическими свойствами обеспечивает более равномерное перераспределение жевательного давления на корневую систему восстановленного зуба и ткани пародонта в целом, а соответствие КЛТР тканей зуба и сплава «Титанид» не вызывает образования микротрещин в цементирующем материале при перепаде температур в полости рта пациентов [7].

Список литературы

1. Старосветский С.И. Новые технологии восстановления дефектов зубных рядов с применением сверхэластичных материалов и керамики: автореф. дис. ... д-ра мед. наук / С.И. Старосветский. – Омск, 1998. – 42 с.
2. Static and fatigue fracture resistance of palpless teeth restored with post-care / M. Hayash, A. Sugeta, Y. Takahashi et al. // *Dental materials*. – 2008. – Vol. 24, Iss. 9. – P. 1178–1186.
3. Flexural properties of endodontic post and human root dentin / G. Plotino, N.M. Grande, R. Bedini et al. // *Dental materials*. – 2007. – Vol. 23, Iss. 9. – P. 1129–1135.
4. Carbon fiber posts may have Fewer factures than metal posts / Charles J. Goodacre // *Journal of Evidence – Based Dental Practice*. – 2010. – № 10 (1). – P. 32–34.
5. Influence of post system and remaining corona tooth tissue on biomechanical Behavior of root filled molar teeth / F.R. Santana, C.G. Castro, P.C. Simamoto – Junior et al. // *International Endodontic Journal*. – 2011. – Vol. 44, Iss. 5. – P. 386–394.
6. Adhesion to intraradicular dentin: a review / L. Breschi, A. Mazzoni, E. De Stefano Dorigo et al. // *Journal of adhesion science and technology*. – 2009. – № 29. – P. 1053–1083.
7. Характеристика коэффициентов линейного теплового расширения различных стоматологических материалов / М.А. Звигинцев, А.П. Васильева, Е.Г. Голубович, В.М. Яковлев // *Материалы всероссийской научно-практической конференции «Новые технологии создания и применения биокерамики в восстановительной медицине»*. – Томск: Изд-во ТПУ, 2007. – С. 30–31.

КОМПОЗИТЫ С ОТКРЫТОЙ ПОРИСТОСТЬЮ НА ОСНОВЕ ГИДРОКСИАПАТИТА И СОПОЛИ(ЛАКТИД-ГЛИКОЛИД)А

**Д.Н. Лыткина, А.А. Березовская, Н.М. Коротченко,
И.А. Курзина, А.Г. Филимошкин**

*Национальный исследовательский Томский государственный университет, г. Томск
E-mail: darya-lytkina@yandex.ru*

Восстановление костных дефектов, возникающих в результате травм, воспалительных процессов или после удаления новообразований, является актуальной проблемой для реконструктивной хирургии. Количество операций, проводимых с использованием костных имплантатов, постоянно увеличивается, вызывая высокий спрос на современные материалы и технологии.

В клинической практике проблему восстановления дефектов костной ткани в последние годы пытаются решить путем разработки и внедрения новых методик реконструктивных операций с использованием материалов, восполняющих утраченный объем кости, и факторов, улучшающих ее восстановительные свойства [1].

Использование для реконструкции дефектов кости искусственных материалов, идентичных минеральному компоненту костного вещества, привлекает пристальное внимание клиницистов. К таким материалам, например, относятся фосфаты кальция, в т. ч. гидроксиапатит (ГА), и их композиции с другими материалами в виде порошков, гранул, микрочастиц, пластин и т. п. [2].

Цель работы – получение и исследование физико-химических свойств композиционных материалов с открытой пористостью на основе ГА и композитов гидроксиапатита и сополи(лактид-гликолид)а (СЛГ).

Получение композитов проводили в несколько этапов. Первым этапом было получение пористого керамического каркаса из ГА и порообразующего агента. В качестве порообразующего агента использовали хлорид натрия, который имеет достаточную растворимость в воде, будучи безвредным для организма. Синтетический гидроксиапатит с хлоридом натрия (ч.д.а.) перетирали до образования гомогенной порошкообразной смеси, из которой далее формовали образцы прессованием ($P = 200$ атм.). После этого образцы прокаливали при температуре 700 °С в течение нескольких часов. Варьируя содержание NaCl, получали основу для композитов с различной пористостью. На втором этапе получения композитов – порообразовании – таблетки вымачивали в дистиллированной воде в течение нескольких суток с ежедневным обновлением воды. После чего пористую гидроксиапатитную керамику высушивали в вакууме. В результате был получен ряд подложек (К1, К2, К3) с разной пористостью, которая возрастает от К1 к К3. На третьем этапе подложки пропитывались сополи(лактид-гликолид)ом. Для этого СЛГ растворяли в хлороформе. Подложки погружали в полученный раствор и обрабатывали ультразвуком в течение 20 мин. Обработка ультразвуком необходима для удаления пузырьков воздуха из подложки с целью получения однородных покрытий как с внешней, так и внутренней стороны композита.

Содержание полимерного компонента в композитах определяли гравиметрическим методом. Измерения проводили не менее чем на 5 параллельных образцах. В результате количество СЛГ в конечных композитах увеличивается от К1 к К3. Это связано с увеличением пористости композитов (табл. 1).

Таблица 1. Состав композитов

Условное обозначение композита	Соотношение ГА:NaCl, мас. %	Содержание СЛГ, мас. %
К1	90:10	5
К2	75:25	7
К3	50:50	17

Идентификацию образцов проводили с помощью РФА. Результаты РФА указывают на наличие фазы ГА на протяжении всего процесса получения композитов (рис. 1).

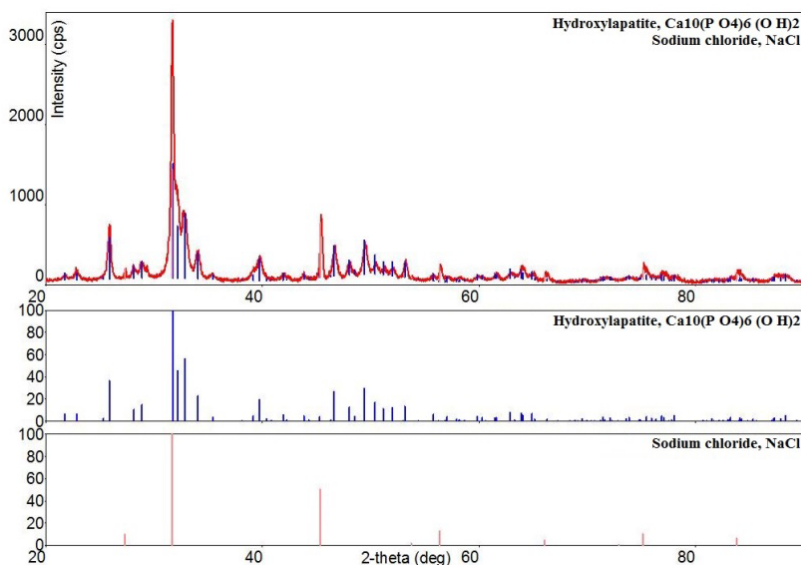


Рис. 1. Дифрактограмма исходной смеси ГА и NaCl

После прокаливания подложки ГА с NaCl образуется новая фаза хлорзамещенного ГА (рис. 2), которая, очевидно, является более растворимой, т. к. впоследствии вымывается из подложки (рис. 3).

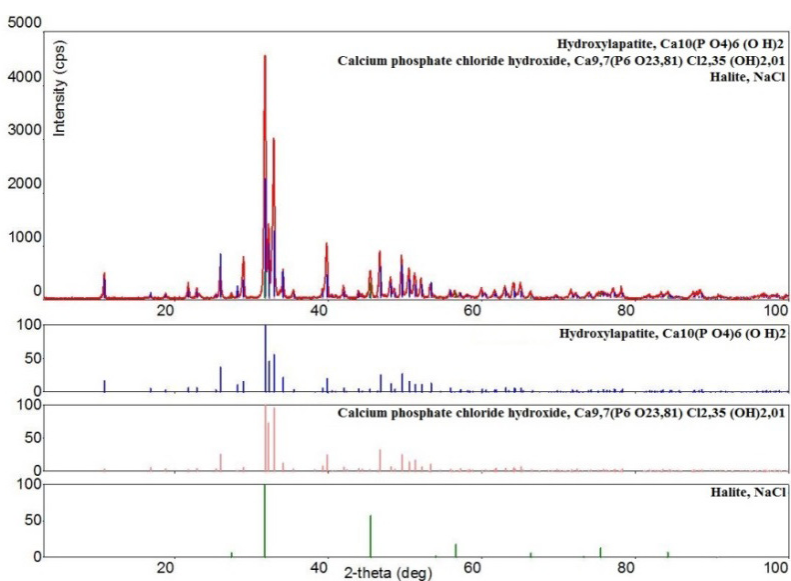


Рис. 2. Дифрактограмма прокаленного ГА с NaCl

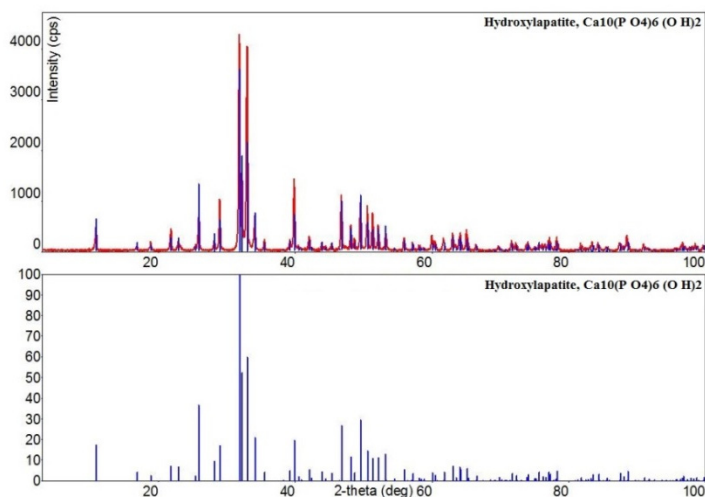


Рис. 3. Дифрактограмма ГА после вымывания NaCl

На СЭМ-фотографиях изломов композита К2 (рис. 4) видно, что композит испещрен порами размером до 7 мкм и во всем объеме подложки из гидроксиапатита присутствует СЛГ, следовательно, получены композиты с открытой пористостью.

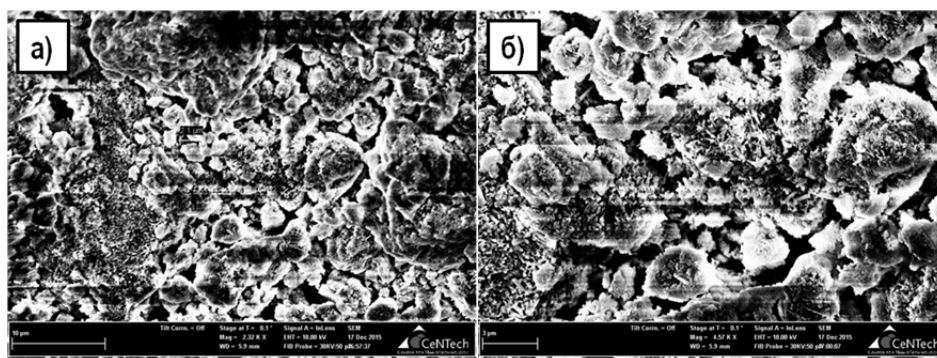


Рис. 4. Микрофотографии СЭМ излома композита К2, увеличение: а) ×2320, б) ×4570

Поры размером до 200 мкм также видны на микрофотографиях СЭМ поверхности композитов (рис. 5). Распределение углерода по поверхности образца К3, полученное методом РСМА, подтверждает, что СЛГ равномерно распределен по каркасу из гидроксиапатита.

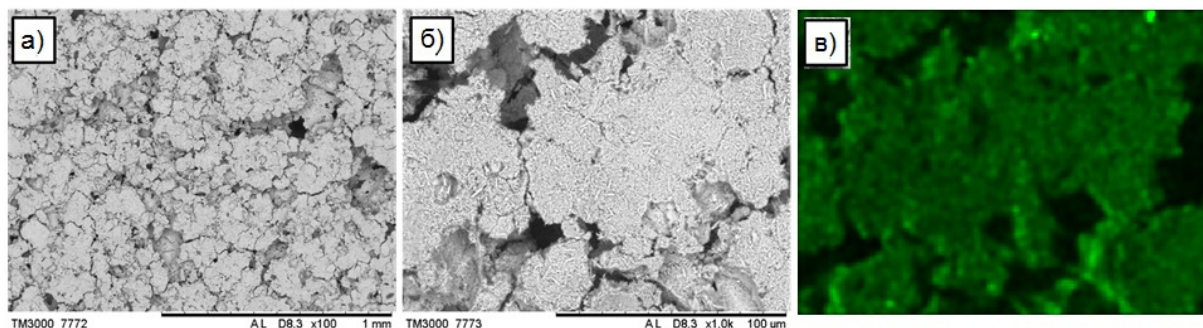


Рис. 5. Микрофотографии СЭМ поверхности композита К3:
а) увеличение 100; б) увеличение 1000;
в) распределение углерода по поверхности, увеличение 3000, РСМА

Методом низкотемпературной адсорбции азота определены значения удельной поверхности композиционных материалов и ГА. Из результатов, приведенных в табл. 2, видно, что удельная поверхность в ряду композитов уменьшается от К1 к К3 – это может быть связано с более равномерным покрытием изнутри подложек и заполнением части микро- и мезопор.

Таблица 2. Некоторые характеристики поверхности композитов и исходных компонентов

Образец	ГА	СЛГ	К1	К2	К3
$S_{уд.}, M^2/Г,$ $\Delta \pm 10 \%$	106	–	12,7	0,5	0,2
$R_a, мкм$	$1,25 \pm 0,15$	$7,24 \pm 1,00$	$1,22 \pm 0,35$	$2,16 \pm 0,30$	$6,34 \pm 1,20$

Измерение шероховатости поверхности контактным методом показало, что среднее арифметическое отклонение профиля R_a возрастает от К1 к К3 за счёт увеличения пористости поверхности.

Таким образом, был разработан способ получения композиционных материалов с сетью взаимосвязанных макропор на основе гидроксиапатитной керамики. Макропористость композитов зависит от количества NaCl, что подтверждается различным содержанием сополимера в ряде образцов композитов. Удельная поверхность и суммарный объем микро- и мезопор уменьшаются в ряду К1, К2, К3, в этом же ряду растет шероховатость поверхности.

Список литературы

1. Шумилова А.А., Шишацкая Е.И. // Материалы для восстановления костной ткани. – 2014. – С. 13.
2. Баринов С.М., Комлев В.С. Биокерамика на основе фосфатов кальция. – М.: Наука, 2005.

МЕХАНИЗМ ПРОТОННО-КАТИОННОГО ВЗАМОДЕЙСТВИЯ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ НАНОМИНЕРАЛОГИИ

А.В. Мананков, Ю.С. Шубина

Томский государственный архитектурно-строительный университет, г. Томск
E-mail: shevchenkodp@mail.ru

Определяющая роль кислотно-основных взаимодействий в минерагенезе с участием протонов и других ионов водорода исследуется давно [1 и др.]. Широко используется эффект протонирования в большинстве технологических процессов, например, при образовании амальгам гидридов s-металлов, производстве гидроксида натрия ртутным методом, электроосаждении металлов, растворении молибдена и т. п. [2]. Практически все процессы минеральных и биологических взаимодействий контролируются протонсодержащими дисперсионными средами. Обобщая это явление, мы ранее сделали вывод, что атмосфера и литосфера, детищем которых является биосфера, составляют в совокупности гидрокommункативную систему [3, 4].

Наиболее распространенной протонсодержащей средой является вода. Однако эффективность ее протонов компенсируется акцепторной способностью гидроксила.

И еще, степень ионизации воды при обычных температурах невысока, достигая максимума при 250–300 °С. Отсюда, реакционная способность и концентрации истинно водных растворов не высоки, что является препятствием для образования любых сложных минеральных комплексов в системах «вода – минерал», «вода – порода». В принципе, это даже не системы в физико-химическом смысле, поскольку отсутствуют прямые и обратные связи.

Гипергенный минерагенез – это многофакторный физико-химический процесс метаболизма минералов с участием воды, как правило, выполняющей роль дисперсионной среды. Так, при помощи сверхкоротких лазерных вспышек в специальной технологической схеме ученые института им. М. Борна недавно зафиксировали последовательные стадии одного из самых фундаментальных движений в природе. Они проследили «прыжки» протона от органической кислоты к карбоксильному основанию по цепочке из молекул воды в ходе реакции нейтрализации [5]. Эти эксперименты подтвердили то, что до сих пор было лишь теоретическими построениями, которые начались еще 200 лет назад с работ немецкого химика Теодора фон Гротгуса. Теоретически предсказанный им принцип перемещения ионов с опорой на молекулы воды более 100 лет носит название «механизм Гротгуса».

Та же вода, но с участием растворенных в ней слабых кислот становится качественно более значимой в процессах гидратации и минерагенеза. Растворы слабых кислот весьма активно участвуют в переносе в виде гидроксокомплексов вещества, осуществляя протонно-катионный обмен, благодаря своим слабосвязанным протонам. Предполагается, что процессы протонно-катионного обмена могут идти как в направлении формирования и роста минералов, так и их деградации, что наблюдается при псевдоморфных замещениях и при метаболизме костной ткани.

Протон не может свободно перемещаться в воде, но в растворе он связывается с молекулой воды, образуя ион гидрония – H_3O^+ или $\text{H}_2\text{O} \times \text{H}^+$. Эти молекулярные ионы, в свою очередь, начинают связываться водородными связями с соседними молекулами воды, образуя собственные подрешетки, например, катионы Цунделя $(\text{H}_2\text{O})_2 \times \text{H}^+$ или Эйгена $(\text{H}_2\text{O})_4 \times \text{H}^+$ в матричных структурах. Скрупулезные подсчеты последних лет убеждают, что протон может «перескакивать» от одних молекул воды к другим, когда он приобретает энергию для образования катионов Цунделя или Эйгена. При этом протонные решетки осуществляют как бы отбор структур с параметрами, гармонически соответствующими собственным.

Таким образом, водород является неизбежным посредником во всех физико-химических процессах минерагенеза, а протонирование выступает как определяющий процесс флюидообразования и направленности минерагенеза из условия совпадения собственных частот взаимодействующих элементов, поскольку частоты колебаний протона в атоме соответствует среднему положению между полосами электронных и ядерных частот.

Открытые в экспериментальной минералогии и в природе, эти механизмы (в виде контролируемых золь-гельных процессов) уже нашли широкое применение в производстве наноматериалов различного назначения, включая сверхпрочные и достаточно пластичные материалы для ВПК и биосовместимые материалы для восстановительной хирургии и стоматологии [6–9 и др.].

В данном аспекте весьма специфична роль карбоновых кислот. Их кислые свойства обусловлены тем, что карбоксильные группы могут сравнительно легко отщеплять протон. Из анализа структур и физико-химических свойств низших и высших карбоновых кислот вытекает, что протоны сложных кислот имеют наименее сильную связь в

гидроксильном радикале (ОН) и карбоксильных группах. Поэтому высшие карбоновые кислоты обладают наиболее высокой катионной емкостью в реакциях с металлами и молекулярными катионами. Поскольку высшие карбоновые кислоты не растворяются в водных растворах, а формируются и мигрируют в них в виде высокодисперсных мицелл и коллоидных систем, то скорость и масштабы гидролиза силикатов и минералов других классов в водных растворах во многом должна определяться количеством содержания в них и качеством высших карбоновых кислот.

Список литературы

1. Коржинский Д.С. Теория метасоматической зональности. – М.: Наука, 1982. – 104 с.
2. Ковалева С.В. Окислительно-восстановительные реакции с участием различных форм водорода, отрицательных ионов и гидридов Р- и S-элементов: автореф. диссертации на соискание ученой степени докт. хим. наук. – Томск, 2000. – 43 с.
3. Локтюшин А.А., Мананков А.В., Ковалева С.В., Яковлев В.М. Моделирование процессов склеротизации. Технология биосовместимых минералов для костных протезов // Минералогия и жизнь: биоминеральные взаимодействия. – Сыктывкар, 1996. – С. 137.
4. Мананков А.В. Геологическая среда и техносфера: квантовые процессы и жизнь. Самоорганизация. – Томск: ТГАСУ, 2012. – 416 с. + 8 с. цв. вкл.
5. Hibbering E., Mochammed O., Негев Sequential Proton Transfer Through Water in Acid-Base Reactions // Science. – 2005. – Vol. 310.
6. Патент № 2108069. Способ получения материала для костного имплантата // Мананков А.В., Старосветский С.И., Звигинцев М.А. и др. Приоритет 09.04.1996.
7. Патент № 2109493. Зубной имплантат // Старосветский С.И., Звигинцев М.А., Мананков А.В. и др. Приоритет 09.08.1996.
8. Патент № 2181105 Синтетический волластонит и способ его получения // Мананков А.В., Локтюшин А.А., Кутянин Л.И. и др. Приоритет 01.09.2000.
9. Патент № 2582152. Способ изготовления пористой стеклокерамики (варианты) // Мананков А.В. Приоритет 23.04.2015.

КОМПОЗИЦИОННЫЕ КЕРАМИЧЕСКИЕ ПОКРЫТИЯ С АНТИМИКРОБНЫМ ЭФФЕКТОМ

И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, С.В. Мальцева

*Саратовский государственный технический университет им. Ю.А. Гагарина, г. Саратов
E-mail: wswetaw90@mail.ru*

Пористые керамические материалы из гидроксиапатита (ГА) $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ нашли широкое применение в имплантологии. Однако в связи с их низкой механической прочностью прибегают к созданию композиций из массивного материала и керамического покрытия. Тем ни менее, актуальными задачами остаются повышение адгезии и когезии таких покрытий.

Для повышения прочности массивной керамики широко применяются нанокристаллические оксиды и гидроксиды алюминия [1, 2]. Кроме того, в работах [2–4] имеются сведения о наличии у них антибактериальных свойств. Применение этих материалов в качестве легирующих компонентов в покрытиях из ГА позволит значительно повысить прочностные характеристики и придать им антибактериальные свойства, что особенно актуально в имплантологии.