

ВЛИЯНИЕ РАЗЛИЧНЫХ РЕЖИМОВ МАГНЕТРОННОГО РАСПЫЛЕНИЯ НА СТРУКТУРУ И ХИМИЧЕСКИЙ СОСТАВ ПОВЕРХНОСТЕЙ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ТИТАНОВЫХ СПЛАВОВ

DOI: 10.17691/stm2019.11.4.14

УДК 617–089.843–77:539.216:538.975

Поступила 20.09.2018 г.



В.И. Зеленский, аспирант кафедры стоматологии общей практики и детской стоматологии¹;
В.А. Геворкян, к.техн.н., зав. кафедрой технологии материалов и структур электронной техники²;
В.А. Тарала, к.х.н., доцент кафедры технологии наноматериалов³;
В.А. Зеленский, д.м.н., профессор, зав. кафедрой стоматологии общей практики и детской стоматологии¹;
Д.В. Бобрышев, к.м.н., начальник центра персонализированной медицины научно-инновационного объединения¹;
Е.А. Коновалов, ассистент кафедры травматологии и ортопедии с курсом ДПО¹;
М.А. Амхадова, д.м.н., профессор, зав. кафедрой хирургической стоматологии и имплантологии⁴;
С.А. Грызунов, аспирант кафедры челюстно-лицевой хирургии⁵;
А.А. Долгалев, д.м.н., доцент кафедры стоматологии общей практики и детской стоматологии¹

¹Ставропольский государственный медицинский университет, ул. Мира, 310, Ставрополь, 355017;

²Российско-Армянский университет, ул. Овсепя Эмина, 123, Ереван, Армения, 0051;

³Северо-Кавказский федеральный университет, ул. Пушкина, 1, Ставрополь, 355009;

⁴Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского, ул. Щепкина, 61/2, кор. 1, Москва, 129110;

⁵Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова (Сеченовский университет), ул. Трубецкая, 8, стр. 2, Москва, 119991

Цель исследования — изучение влияния различных режимов магнетронного распыления на структуру и химический состав поверхностей титана и его сплавов, применяющихся для внутрикостной имплантации.

Материалы и методы. Использована установка магнетронного распыления NSC-3500 (NANO-MASTER Inc., США), которая позволяет получать покрытия практически из любых металлов, сплавов и полупроводниковых материалов без нарушения стехиометрического состава. В качестве рабочего газа применяли высокочистый аргон (99,99%). Источником материала покрытия являлась мишень, представляющая собой конструкцию из особо чистого титана (99,99%). В качестве подложек для выращивания титановых покрытий использовали полированные шайбы из титана марки BT1-0 и BT6 (по стандарту ASTM — Grade IV и V).

Выращивание титановых покрытий выполняли при температуре титановых шайб 150°C и при мощности магнетронного напыления 200–300 Вт. После получения титановых покрытий образцы подвергали вакуумной термообработке при температуре 450°C в течение 2 ч.

Исследования морфологии поверхности покрытия титана проводили с использованием атомно-силовой микроскопии на установке «СОЛВЕР НЕКСТ» (НТ-МТД, Россия).

Результаты и обсуждение. Исследовано влияние различных технологических режимов напыления на морфологию и шероховатость поверхности полученных титановых покрытий. Обнаружено, что увеличение мощности распыления (от 200 до 300 Вт) приводит к значительному изменению структуры, что сопровождается изменением размера зерен и, как результат, шероховатости поверхности.

Магнетронная обработка изделия из чистого титана химически чистым титаном позволяет создать наноструктурированную поверхность, связанную с подложкой на атомарном уровне. Морфология этой поверхности на наноуровне изменяется в зависимости от мощности излучения. Последующая термическая обработка (до 450°C) не приводит к существенным изменениям ни морфологии, ни профиля неоднородности и гранулярности поверхности образца. При магнетронной обработке поверхности алюминиево-ванадиевого сплава титана BT6 химически чистым титаном элементный состав модифицированной поверхности соответствовал составу титана BT1-0 (отмечаются незначительные примеси алюминия и полное отсутствие ванадия).

Заключение. Метод магнетронного распыления чистого титана на имплантаты из титана и его сплавов позволяет получать наноструктурированные поверхности высокого качества с необычными физическими характеристиками (толщина, пористость, адгезия и пр.).

Ключевые слова: внутрикостные титановые имплантаты; магнетронное напыление; наноструктурная морфология.

Как цитировать: Zelensky V.I., Gevorgian V.A., Tarala V.A., Zelensky V.A., Bobryshev D.V., Kononov E.A., Amkhadova M.A., Gryzunov S.A., Dolgalev A.I. The influence of different parameters of magnetron sputtering on the structure and chemical composition of titanium alloy implant surfaces. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2019; 11(4): 120–125, <https://doi.org/10.17691/stm2019.11.4.14>

Для контактов: Долгалев Александр Александрович, e-mail: dolgalev@dolgalev.pro

English

The Influence of Different Parameters of Magnetron Sputtering on the Structure and Chemical Composition of Titanium Alloy Implant Surfaces

V.I. Zelensky, PhD Student, Department of General and Pediatric Dentistry¹;
 V.A. Gevorgian, PhD, Head of the Department of Materials Technology and Structure of Electronic Technique²;
 V.A. Tarala, PhD, Associate Professor, Department of Nanomaterials Technology³;
 V.A. Zelensky, MD, DSc, Professor, Head of the Department of General and Pediatric Dentistry¹;
 D.V. Bobryshev, MD, PhD, Head of the Center for Personalized Medicine, Scientific Innovation Centre¹;
 E.A. Kononov, Assistant, Department of Traumatology and Orthopedics with Continuing Professional Education Course¹;
 M.A. Amkhadova, MD, DSc, Professor, Head of the Department of Oral Surgery and Implantology⁴;
 S.A. Gryzunov, PhD Student, Department of Maxill-Fase Surgery⁵;
 A.I. Dolgalev, MD, DSc, Associate Professor, Department of General and Pediatric Dentistry¹

¹Stavropol State Medical University, 310 Mira St., Stavropol, 355017, Russia;

²Russian-Armenian University, 123 Hovsep Emin St., Yerevan, 0051, Armenia;

³North-Caucasian Federal University, 1 Pushkina St., Stavropol, 355009, Russia;

⁴Moscow Regional Research Clinical Institute named after M.F. Vladimirov, 61/2–1 Schepkina St., Moscow, 129110, Russia;

⁵I.M. Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), 8/2 Trubetskaya St., Moscow, 119991, Russia

The aim of the investigation is to study the influence of different parameters of magnetron sputtering on the structure and chemical composition of titanium and titanium alloy surfaces used for endosseous implantation.

Materials and Methods. The study involved the use of the NSC-3500 magnetron sputtering system (NANO-MASTER Inc., USA) providing the possibility to obtain coatings of almost any metals, alloys and semiconductors materials without a shift in the stoichiometric composition. High-purity argon (99.99%) was used as the sputtering gas. A high-purity titanium (99.99%) target was used as the source of the coating material. Polished titanium washers of Grade IV and Grade V (according to ASTM) were used as substrates for growing titanium coatings.

Titanium coatings were grown on the titanium washers at the temperature of 150°C and magnetron sputtering power of 200–300 W. After obtaining the titanium coatings, the samples were heat-treated in vacuum at 450°C for 2 h.

Titanium coating surface morphology was studied using atomic force microscopy on the SOLVER NEXT unit (NT-MDT, Russia).

Results and Discussion. The influence of different technological modes of deposition on the surface morphology and roughness of the obtained titanium coatings was studied. It was found that an increase in the sputtering power (from 200 to 300 W) led to significant structural changes accompanied by the change in the grain size and the resulting surface roughness.

Magnetron treatment of a pure titanium sample with chemically pure titanium allows creating a nanostructured surface bonded to the substrate at the atomic level. The surface morphology varies at the nano-scale depending on the radiation power. Subsequent heat treatment (at 450°C) does not lead to significant changes in morphology, heterogeneity or granularity profile of the sample surface. When the surface of titanium aluminum-vanadium alloy Grade V was coated with chemically pure titanium, the elemental composition of the modified surface corresponded to the composition of titanium Grade IV (there was the complete absence of vanadium and minor aluminum impurities).

Conclusion. Magnetron sputtering of pure titanium onto implants made of titanium and titanium alloys allows obtaining high-quality nanostructured surfaces with unusual physical properties (thickness, porosity, adhesion, etc.).

Key words: endosseous titanium implants; magnetron sputtering; nanostructural morphology.

Введение

В последнее десятилетие восстановление органов и тканей человеческого организма методом имплантации искусственных конструкций (имплантатов) заняло прочное место в таких направлениях медицины, как травматология, онкология, нейрохирургия, челюстно-лицевая хирургия, хирургическая стоматология.

При восстановлении тех или иных отделов скеле-

та важным фактором успеха является достижение остеоинтеграции, т.е. устойчивой связи между костным ложем и поверхностью имплантата, образованной за счет прорастания клеток костной ткани в поверхность либо в структуру имплантата. Ключевыми техническими факторами, от которых зависит остеоинтеграция, являются качество и структура материала имплантата, форма (дизайн) и структура его поверхности. Для больных с фоновыми хроническими

общесоматическими заболеваниями, такими как сахарный диабет, остеопороз, последствия лучевой терапии, часто требуется особый подход к имплантации искусственных конструкций. В этих ситуациях технические характеристики имплантатов становятся решающими факторами для успеха лечения [1].

Качественная поверхность имплантата служит ключом к оптимальной остеоинтеграции. Изменение микро- и наноструктуры поверхности и придание ей шероховатости, что достигается при нанообработке контактного элемента, позволяет увеличить его контактную площадь. В свою очередь увеличение площади поверхности имплантата обеспечивает более интенсивную абсорбцию белков плазмы крови на контактной поверхности после его установки, существенно повышает гидрофильность поверхности при контакте с биотканями протезного ложа и значительно улучшает остеоинтеграцию внутрикостных имплантатов. Возможность использования в клинической практике имплантатов с наноструктурированной поверхностью позволит проводить имплантацию пациентам с сопутствующей патологией [2].

В настоящее время на рынке представлены стандартные дентальные имплантаты с наноструктурированной поверхностью, например: SLActive (Straumann, Швейцария), OsseoSpeed (Astra Tech, Швеция). Данные имплантаты показывают очень высокий уровень остеоинтеграции, в том числе в клинических ситуациях у пациентов с сопутствующей патологией (сахарный диабет, остеопороз и т.д.). К недостаткам конструкций можно отнести тот факт, что данные имплантаты являются стандартными и служат опорой только для зубных протезов. К тому же цена этих имплантатов достаточно высока [3].

За последние 50 лет накоплен значительный опыт по изучению ответа костной ткани на имплантируемые материалы, особенно в дентальной имплантологии. В отличие от дентальных имплантатов, где практически вся их поверхность находится в костной ткани, имплантаты других частей скелета большей частью своей поверхности контактируют с мягкими тканями. Однако в современной литературе недостаточно данных о реакции мягких тканей на металлические поверхности имплантатов.

В настоящее время большинство внутрикостных имплантатов изготавливается из химически чистого титана или его сплавов. Для этого используются химически чистый титан марки BT1-0 (по международному стандарту ASTM — Grade IV) и алюминивно-ванадиевый сплав титана Ti-6Al-4V (отечественный аналог BT6, по международному стандарту ASTM — Grade V). С одной стороны, алюминий и ванадий улучшают прочностные характеристики титана, но с другой — ухудшают биосовместимость имплантата. При этом стоимость имплантатов из химически чистого титана выше, чем из сплава марки BT6, как по причине более высокой стоимости самого материала, так и вследствие более дорогой технологии.

В доступной литературе практически отсутствуют исследования различных видов покрытий для имплантата, их свойств в зависимости от того вида тканей, с которыми контактирует та или иная поверхность данного имплантата. Нет исследований по дифференциации способов нанесения различных покрытий на один имплантат и тканевому ответу на получаемые поверхности.

Современное производство внутрикостных и на-костных имплантатов развивается в сторону создания персонализированных имплантатов заданной формы, изготовленных методом 3D-принтинга (лазерного селективного спекания). В настоящее время в России и за рубежом накоплен определенный опыт по созданию нерезорбируемых имплантатов индивидуальной формы, изготовленных из пластика и металлов, проведены экспериментальные и клинические исследования по изучению прочностных характеристик этих имплантатов, биосовместимости их материалов.

В последнее время в литературе появились данные об использовании магнетронного распыления для создания биосовместимых покрытий [4–6]. В России разработкой данного метода занимались в Томском политехническом университете [7]. Проводилась работа по формированию кальций-фосфатных покрытий методом ВЧ-магнетронного напыления на имплантатах. С помощью этого метода наноструктурированные пленки на поверхности имплантата формируются из материала мишени посредством его распыления в плазме магнетронного разряда. Получаемые покрытия обладают более высокими показателями чистоты по сравнению с поверхностью имплантата, созданной посредством санбластической обработки и кислотного протравливания. Подобная обработка позволяет получить поверхность с заданными параметрами морфологии с учетом клеточного ответа на инородное тело. Ученые доказали, что высокая плотность углублений на покрытии уменьшает распространение клеток, поэтому упорядоченное формирование нанопор является более эффективным в данном отношении. Установлено, что модификация поверхности в диапазоне 70–100 нм позитивно влияет на уровень фокальной адгезии белков [8]. В настоящее время в науке достаточно не отражена тема покрытия имплантационных сплавов с целью создания морфологии поверхности по заданным параметрам и изоляции материалов подложки от тканей организма.

Цель исследования — изучение влияния различных режимов магнетронного распыления на структуру и химический состав поверхностей титановых сплавов, применяющихся для внутрикостной имплантации.

Материалы и методы

Источником материала покрытия служила мишень, представляющая собой конструкцию из особо чистого титана (99,99%). Магнетронное рас-

Таблица 1
Группы образцов исследуемых поверхностей титана

Режимы напыления	Образцы поверхности	
	BT1-0 (n=30)	BT6 (n=30)
Используемый без обработки	6	6
Наносимый материал: Ti (чистота — 99,99%); мощность — 200 Вт; время обработки — 120 мин; температура подложки — 150°C	6	6
Наносимый материал: Ti (чистота — 99,99%); мощность — 300 Вт; время обработки — 120 мин; температура подложки — 150°C	6	6
Наносимый материал: Ti (чистота — 99,99%); мощность — 200 Вт; время обработки — 120 мин; температура подложки — 150°C. После предварительного отжига в вакууме 120 мин при температуре 450°C	6	6
Наносимый материал: Ti (чистота — 99,99%); мощность — 300 Вт; время обработки — 120 мин; температура подложки — 150°C. После предварительного отжига в вакууме 120 мин при температуре 450°C	6	6

пыление осуществляли на установке NSC-3500 (NANO-MASTER Inc., США). В качестве рабочего газа использовали особо чистый аргон (99,99%). Выращивание титановых покрытий проводили при остаточном давлении аргона 0,001 мм рт. ст. Время распыления для всех образцов было одинаковым. Перед проведением процесса распыления на титановых шайбах выполняли распыление мишени при закрытой заслонке в течение 10 мин для очистки мишени от возможных загрязнений. Создание титановых покрытий проводили при температуре титановых шайб 150°C. После их получения образцы подвергали вакуумной термообработке при температуре 450°C в течение 2 ч.

Всего было исследовано 60 образцов поверхности (по 30 для каждой марки). Все образцы были поделены на 10 групп, где в первых двух группах исследовались необработанные поверхности, а в 8 группах — поверхности, которые обрабатывались при разных режимах (табл. 1).

Исследование морфологии поверхности титановых покрытий проводили методом атомно-силовой микроскопии на установке «СОЛВЕР НЕКСТ» (НТ-МТД, Россия) и методом растровой электронной микроскопии (РЭМ) на сканирующем электронном микроскопе MIRA 3 LMN (TESCAN, Чехия).

Исследование элементного состава поверхности образцов и модифицированных покрытий осуществляли методом энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии с использованием приставки к микроскопу AZtecEnergy Standard/X-max 20 (TESCAN, Чехия).

Результаты и обсуждение

Исследование образцов изделий из материалов BT6 и BT1-0 с поверхностью без предварительной обработки показало: поверхность изделия как из материала BT1-0, так и из материала BT6 визуально гладкая, при увеличении в 240 раз виден рельеф поверхности с концентрическими окружностями (следы обработки режущим инструментом). При увеличении в 16 000 раз видны неровности поверхности (рис. 1).

Анализ элементного состава образцов на основе изделий из материала BT6 и BT1-0 до напыления подтвердил соответствие заявленного состава фактическому. В частности, в образцах BT6 были обнаружены следующие элементы: Al — 8,69 ат. %; V — 3,04 ат. %; Si — 0,10 ат. %; O — 0,87 ат. %; C — 12,12 ат. %; Ti — 75,03 ат. %. В образцах из материала BT1-0 выявлены меньшие концентрации примесей: Al — 0,20 ат. %; Si — 0,09 ат. %; O — 7,92 ат. %; C — 10,11 ат. %; Ti —

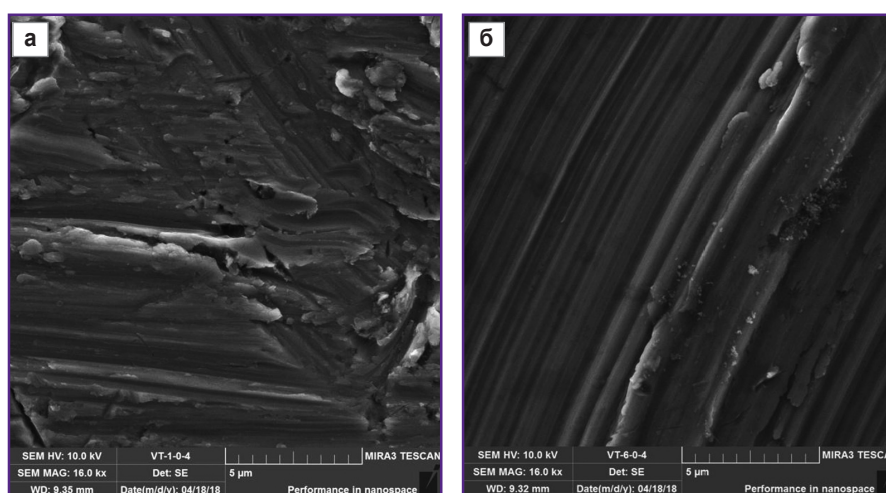


Рис. 1. РЭМ-микрофотографии образцов необработанной поверхности титана BT1-0 (а) и BT6 (б); ×16 000

Таблица 2

Элементный состав поверхности изделий из титана по результатам энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (M±m)

Химические элементы	Образец VT1-0				Образец VT6			
	Необработанная поверхность (n=6)		Обработанная поверхность, мощность — 300 Вт (n=6)		Необработанная поверхность (n=6)		Обработанная поверхность, мощность — 300 Вт (n=6)	
	вес. %	ат. %	вес. %	ат. %	вес. %	ат. %	вес. %	ат. %
C	2,91±0,06	10,11	3,78±0,10	11,88	3,51±0,07	12,12	4,28±0,05	10,86
O	3,04±0,15	7,92	7,72±0,15	18,22	0,33±0,23	0,87	22,03±0,14	41,99
Al	0,13±0,01	0,20	0,13±0,01	0,19	5,65±0,03	8,69	0,09±0,01	0,10
Si	0,06±0,01	0,09	0,15±0,01	0,20	0,07±0,01	0,10	0,48±0,01	0,52
Ti	93,86±0,16	81,69	87,99±0,17	69,33	86,52±0,21	75,03	73,02±0,13	46,48
V	—	—	—	—	3,73±0,04	3,04	—	—

81,69 ат. % (табл. 2). Наблюдаемые повышенные концентрации кислорода в образцах VT1-0 по сравнению с образцами VT6 объясняются большей степенью окисления поверхности у первых. Элементный состав образцов в пределах одной и той же партии варьировался незначительно.

Исследование образцов изделий из материалов VT6 и VT1-0 с модифицирующими покрытиями титана, полученными методом магнетронного распыления с мощностью 200 Вт, показало: поверхность изделия как из материала VT1-0, так и из VT6 — визуально гладкая, при увеличении в 240 раз виден равномерный мелкозернистый рельеф. При увеличении в 32 000 раз было обнаружено, что поверхность всех образцов образована частицами, имеющими пластинчатую морфологию. Частицы собраны в агломераты из нескольких пластин, зазоры между пластинами при данном увеличении не определяются. Количество пластин в агломерате колеблется от 3 до 10 ед. Размер агломератов варьируется от ~150 до 600 нм. Зазоры между агломератами составляют 40–50 нм. Агломераты рас-

положены на поверхности изделия неупорядоченно. При анализе структуры поверхности мы не увидели различий в морфологии в зависимости от материала подложки, поэтому РЭМ-микрофотографии обработанной поверхности приведены только для титана VT6 (рис. 2).

При увеличении мощности магнетронного распыления до 300 Вт морфология поверхности выращенных покрытий титана изменялась. Как показали результаты исследования образцов методом РЭМ при увеличении в 32 000 раз, покрытия образованы нанокристаллическими частицами, имеющими форму треугольной призмы. Размер частиц — от 100 до 200 нм. Сами частицы расположены неупорядоченно, но при этом плотно прилегают друг к другу, зазоры между ними составляют не более 15–20 нм (см. рис. 2).

Анализ элементного состава покрытий, выращенных на образцах изделий из материала VT1-0 и VT6, свидетельствовал о близости их состава, который в пределах погрешности методики анализа включал следующие элементы: Al — 0,19 ат. %; Si — 0,20 ат. %; O — 18,22 ат. %; C — 11,88 ат. %; Ti — 69,33 ат. %.

Достаточно высокие концентрации кислорода и углерода в образцах, по нашему мнению, связаны с развитостью поверхности выращенных слоев титана, контактирующих с атмосферой после извлечения образцов из реактора установки магнетронного распыления.

Результаты РЭМ и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии показали:

магнетронная обработка изделия из чистого титана химически чистым титаном позволяет создать наноструктурированную поверхность, связанную с подложкой;

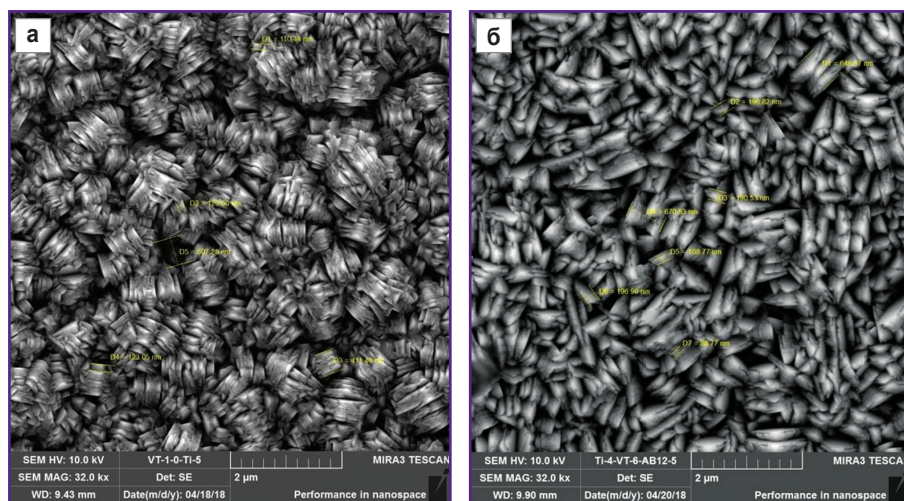


Рис. 2. РЭМ-микрофотографии образцов поверхности титана VT6, обработанной при мощности 200 Вт (а) и 300 Вт (б); ×32 000

морфология поверхности на наноуровне отличается в зависимости от мощности используемого излучения;

после магнетронной обработки поверхности алюминиево-ванадиевого сплава титана ВТ6 химически чистым титаном элементный состав модифицированной поверхности соответствует поверхности титана ВТ1-0 (отмечаются незначительные примеси алюминия и полное отсутствие ванадия);

вакуумный термоотжиг вплоть до 450°C не приводит к заметным изменениям морфологии поверхности покрытия, профиля неоднородности и ее зернистости, но при этом существенно влияет на содержание кислорода на поверхности изделия.

Заключение

Способ нанесения тонкопленочных покрытий из чистого титана на поверхность имплантатов из титана и его сплавов методом магнетронного распыления позволяет получать наноструктурированные поверхности высокого качества с необычными физическими характеристиками (толщина, пористость, адгезия и пр.).

Финансирование исследования. Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства здравоохранения Российской Федерации, субсидия на выполнение Госзадания МЗ РФ на 2018–2020 гг. по теме: «Разработка наноструктурированных поверхностей внутрикостных дентальных имплантатов».

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Литература/References

1. Surmeneva M.A., Surmenev R.A., Chaikina M.V., Kachaev A.A., Pichugin V.F., Epple M. Phase and elemental composition of silicon-containing hydroxyapatite-based

coatings fabricated by RF-magnetron sputtering for medical implants. *Inorg Mater Appl Res* 2013; 4(3): 227–235, <https://doi.org/10.1134/s2075113313030131>.

2. Sirin H.T., Vargel I., Kutsal T., Korkusuz P., Piskin E. Ti implants with nanostructured and HA-coated surfaces for improved osseointegration. *Artif Cells Nanomed Biotechnol* 2015; 44(3): 1023–1030, <https://doi.org/10.3109/21691401.2015.1008512>.

3. Долгалев А.А., Иванов С.Ю., Гандылян К.С., Зеленский В.А., Мураев А.А. Дентальная имплантология: хирургические этапы дентальной имплантации. Ставрополь: Изд-во СтГМУ; 2018. Dolgalev A.A., Ivanov S.Yu., Gandylyan K.S., Zelenskiy V.A., Muraev A.A. *Dental'naya implantologiya: khirurgicheskie etapy dental'noy implantatsii* [Dental implantology: surgical stages of dental implantation]. Stavropol': Izd-vo StGMU; 2018.

4. Song Y.-H., Cho S.-J., Jung C.-K., Bae I.-S., Boo J.-H., Kim S. The structural and mechanical properties of Ti films fabricated by using RF magnetron sputtering. *J Korean Phys Soc* 2007; 51(3): 1152, <https://doi.org/10.3938/jkps.51.1152>.

5. Arshi N., Lu J., Lee C.G., Yoon J.H., Koo B.H., Ahmed F. Thickness effect on properties of titanium film deposited by d.c. magnetron sputtering and electron beam evaporation techniques. *Bull Mater Sci* 2013; 36(5): 807–812, <https://doi.org/10.1007/s12034-013-0552-2>.

6. Chawla V., Jayaganthan R., Chawla A.K., Chandra R. Microstructural characterizations of magnetron sputtered Ti films on glass substrate. *J Mater Process Technol* 2009; 209(7): 3444–3451, <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2008.08.004>.

7. Твердохлебов С.И., Шестериков Е.В., Мальчихина А.И. Особенности формирования кальций-фосфатных покрытий методом ВЧ магнетронного напыления на имплантатах. Известия Томского политехнического университета 2012; 320(2): 73–79. Tverdokhlebov S.I., Shesterikov E.V., Mal'chikhina A.I. Features of the formation of calcium-phosphate coatings by high-frequency magnetron sputtering on implants. *Izvestiya Tomskogo politekhnicheskogo universiteta* 2012; 320(2): 73–79.

8. Deogade S.C., Dube G., Sumathi K., Dube P., Katare U., Katare D., Damade S. Current status of nanotechnology methods applied for dental implants. *International Journal of Pharmaceutical Science Invention* 2015; 4(7): 32–43.