MEDICAL & PHARMACEUTICAL
JOURNAL "PULSE"
https://clinical-journal.ru
2023. Vol. 25. № 9 E-ISSN 2686-6838

CC BY

УДК УДК 617-089,844

RESEARCH ARTICLE
3. Medical sciences

Corresponding Author: *Novikov Sergey Victorovich – Associate Professor, Department of Surgical Dentistry and Oral and Maxillofacial Surgery, Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, St. Petersburg*
E-mail: serg.novikov@list.ru

© Novikov S.V., Tamazov I.D., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P.- 2023

*** | Accepted: 30.09.2023

http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-9-78-84

МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ И ИХ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ

Новиков[1] С.В., Тамазов[2] И.Д., Тополянский[3] П.А., Тополянский[3] А.П.

[1]Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.В. Павлова, г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

[2]Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

[3]ООО «Плазмацентр», г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

Аннотация. *Рассмотрена актуальность повышения фреттингостойкости контактных поверхностей платформы дентальных имплантатов, абатментов и опорных винтов. Определены основные пути защиты от фреттинг-коррозии, связанные с использованием антиадгезионных покрытий, уменьшением коэффициента трения и концентраторов напряжений, созданием сжимающих остаточных напряжений на контактных поверхностях, повышением стойкости трибосопряжений в условиях микроабразивного изнашивания. Исследованы параметры шероховатости, остаточные напряжения, эффективность залечивания дефектов поверхности после нанесения покрытий Pateks (системы SiOCN) и BioPateks (системы Ag-SiOCN). Для нанесения данных покрытий использовался метод химического осаждения из паровой фазы с активацией холодной атмосферной плазмой (процесс PACVD), реализуемый с применением малогабаритной установки ТЕСИС-116.*

Ключевые слова: *дентальный имплантат, абатмент, опорный винт, фреттинг- коррозия, упрочнение, биосовместимое покрытие, упрочнение резьбы.*

MODIFICATION OF THE SURFACE OF TITANIUM DENTAL IMPLANTS AND THEIR ORTHOPEDIC COMPONENTS

Novikov[1] S.V., Tamazov[2] I.D., Topoljanskij[3] P.A., Topoljanskij[3] A.P.

[1]The first St. Petersburg State Medical University named after Academician I.V. Pavlova, St. Petersburg, Russian Federation

[2]St. Petersburg Polytechnic University, St. Petersburg, Russian Federation

[3]"Plasmacenter LLC", St. Petersburg, Russian Federation

Abstract. *The relevance of increasing fretting resistance of contact surfaces of the dental implants, abutments and supporting screws has been considered. The main ways of protection against fretting corrosion, associated with the use of anti-adhesion materials, reduction of friction index and stress concentrators, creation of compressive residual stresses on contact surfaces, and increase of the resistance of tribocouples in terms of micro abrasive wear have been determined. Roughness parameters, hydrophilic properties, residual stresses, efficiency of healing surface defects after application of Pateks (SiOCN systems) and BioPateks coatings (Ag-SiOCN systems) have been studied. A method of chemical vapor deposition with activation of cold atmospheric plasma (PACVD process) performed with the use of TESIS-116 unit has been used to apply these coatings.*

Keywords: *dental implant, abutment, screw, fretting-corrosion, hardening, coatings screw, screw-thread.*

2023. Vol. 25. № 9 Issue Doi: 10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-9 E-ISSN 2686-6838

Одним из осложнений в дентальной имплантации является заболевание периимплантит, условием возникновения которого может быть нарушение плотности контакта в конструкции имплантат-абатмент-опорный винт в период её эксплуатации. Наиболее ответственными за надежность данной конструкции являются резьбовые и опорные поверхности имплантата, абатмента и винта, износ которых ведет к ослаблению, выкручиванию, заклиниванию, потере посадки, невозможности разборки, перелому винта, раскрутке абатмента, образованию микрощелевого пространства между платформой имплантат-абатмент-опорный винт [1, 2]. Поэтому повышение надежности соединения конструкции дентальных имплантатов является актуальной задачей и требует поиска новых технологий, обеспечивающих нанесение покрытий или модификацию этих сложных поверхностей, как в процессе изготовления, так и перед их установкой.

Важно отметить, что все используемые для изготовления имплантационных систем титановые сплавы (Grade 5, ВТ6) имеют пониженные трибологические характеристики (коэффициент трения 0,47-0,61) [3,4], характеризуются низкой стойкостью против фреттинг-коррозии [5, 6], обладают высокой склонностью к контактному схватыванию. Все эти факторы говорят о неоднозначности эффективного применения титановых сплавов, в частности, для винтов абатментов.

Бытующее мнение о наличии естественной поверхностной оксидной пленки на титановых сплавах, служащей барьером для схватывания, недостаточно обосновано. Это связано с тем, что такая пленка имеет толщину до 10 нм, является рыхлой, разнотолщинной и легко разрушаемой при трении за счет высоких удельных нагрузок в точках контакта выступов шероховатости. Отделившиеся частицы представляют собой абразив, увеличивающий количество продуктов износа титанового сплава. Усугубляется это также тем, что параметр шероховатости Ra резьбовых поверхностей имеет повышенное значение и является сложно контролируемым.

Минимизировать эти негативные явления возможно за счет нанесения на заключительной стадии изготовления имплантатов или перед их применением тонкопленочных покрытий, обеспечивающих кардинальное изменение свойств поверхности.

Одной из возможных причин износа платформы имплантата-абатмента- опорного винта является фреттинг-коррозия трех различных зон контактирующих поверхностей (рис. 1) [7].

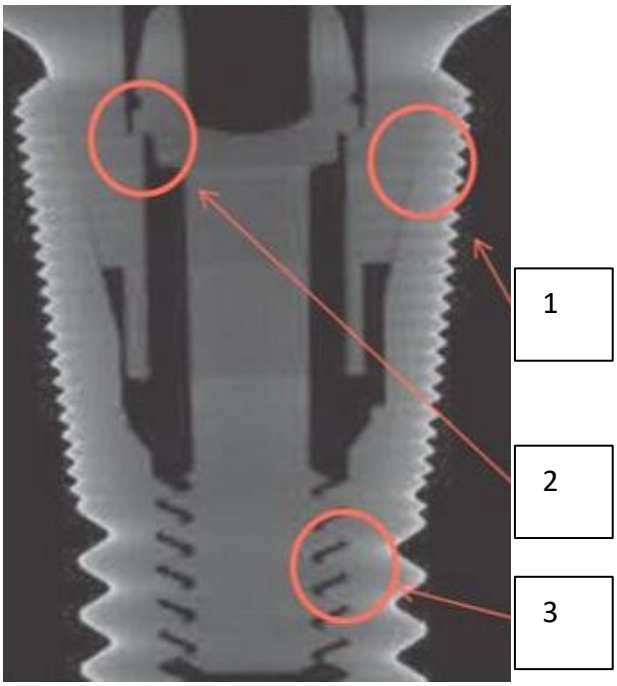

Рис. 1. Зоны фреттинг-коррозии имплантационной конструкции: 1 - зона наружная резьба винта - внутренняя резьба имплантата, 2 - зона упорная полка винта абатмента - упорная поверхность абатмента; 3 - зона наружная конусная поверхность абатмента - внутренняя конусная поверхность имплантата [7]

Fig. 1. Zones of fretting corrosion of the implantation structure: 1 - zone of the external thread of the screw - the internal thread of the implant, 2 - zone of the thrust shelf of the screw of the abutment - the thrust surface of the abutment; 3 - zone of the outer cone surface of the abutment - the inner cone surface of the implant [7]

Причиной износа является использование деталей, изготовленных из одинакового титанового материала и образующих малоподвижное соединение в условиях действия циклических нагружений, в том числе вследствие непрерывного разрушения защитной оксидной плёнки в точках условно неподвижного контакта. Микроподвижность контакта винт-абатмент-платформа имплантата в связи с жевательной нагрузкой неизбежна. Проблема усугубляется образованием продуктов износа и коррозии, содержащих токсичные ионы ванадия и алюминия, влияющие на окружающие твердые и мягкие ткани полости рта. Внешним признаком проявления фреттинга металлической пары имплантат-винт являются следы

Номер свидетельства: ЭЛ № ФС 77 — 76345 от 02.08.2019, выдан Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций

Включен в Перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий ВАК при Министерстве образования и науки Российской Федерации

схватывания в местах контакта, потеря блеска, сетка мелких трещин, наличие полостей, заполненных частицами из продуктов износа - оксидов.

Проблема фреттинг-коррозии для промышленных изделий, в том числе изготавливаемых из сплава ВТ6, является чрезвычайно актуальной и известны различные методы её решения [8-10]. К основным рекомендациям, направленным на минимизацию факторов, вызывающих фреттинг-коррозию, относятся: использование антиадгезионных материалов или покрытий, уменьшение коэффициента трения, снижение количества концентраторов напряжений и создание сжимающих остаточных напряжений на контактных поверхностях, повышение стойкости трибосопряжений в условиях микроабразивного изнашивания.

Одним из наиболее эффективных технологических приёмов повышения фреттингостойкости является нанесение тонкопленочных неметаллических покрытий при улучшении параметров шероховатости и наведения сжимающих остаточных напряжений на поверхности. В этом случае исходные материалы деталей не контактируют друг с другом, а происходит трение покрытия по покрытию. Одним из критериев фреттингостойкости является снижение параметров шероховатости контактирующих поверхностей, например, объективная их оценка может быть осуществлена на основании знаний характеристик опорной кривой Rpk, Rk, Rvk (ISO 13565-2:1996) [11]. При этом, чем меньше сумма параметров Rpk+Rk, и, соответственно, степень дефектности поверхностного слоя, тем выше и фреттингостойкость деталей.

Применяемые в настоящее время технологии пассивирования (оксидирования) титановых имплантатов, абатментов, опорных винтов в условиях жевательных нагрузок приводят к образованию поверхностных микротрещин, а для мелких деталей типа винт абатмента - к снижению их прочностных и усталостных характеристик. Это в свою очередь ведет к сдвигу кислотно-щелочного баланса (pH) в кислую сторону и запуску защитной реакции организма в виде реакции воспаления, в последующем с образованием фиброзной ткани [12].

Для вертикальных и горизонтальных винтов абатментов возможно использование PVD покрытий. В то же время эти технологии для качественного нанесения покрытий на глухие резьбовые поверхности имплантатов не эффективны, в связи с наличием закрытых зон. Применение химического травления винтов абатментов также приводит к снижению прочностных и усталостных характеристик за счет водородного охрупчивания и образования микротрещин на поверхности [13, 14]. Все это определяет актуальность разработки новых технологий нанесения фреттингостойких покрытий на винты абатментов и глухие резьбовые поверхности имплантатов.

Для решения этих задач предлагается использовать нанесение тонкопленочных (≤2 мкм) биосовместимых стеклокерамических нанопокрытий на основе соединений кремния - Pateks (системы SiOCN) и BioPateks (системы Ag-SiOCN), которые с одной стороны являются барьерными для исключения выхода токсичных ионов ванадия и алюминия из титановых сплавов, а с другой стороны - фреттингостойкими. Нанесение данных покрытий возможно как в процессе изготовления имплантатов и винтов абатментов, так и непосредственно перед их установкой в альвеолярные отростки. Разработанные покрытия осаждаются при атмосферном давлении методом химического осаждения из паровой фазы (PACVD) с активацией холодной атмосферной плазмой [15, 16]. Исходными материалами (прекурсорами) для нанесения покрытий являются пары органических и неорганических соединений кремния, углерода и серебра. Одновременно при нанесении покрытий в данной технологии осуществляется их плазменная стерилизация. Для реализации процесса используется малогабаритное и низкоэнергоемкое оборудование ТЕСИС-116.

Исследования, проведенные на просвечивающим электронном микроскопе высокого разрешения JEM 2100 (JEOL, Япония), показали, что покрытия Pateks и BioPateks являются аморфными и представляют структуру с размером элементов 60-100 Å (рис. 2). Аморфное (стеклообразное) состояние материала, в отличие от кристаллического, характеризуется отсутствием границ зерен и дефектов типа дислокаций, максимально эффективно заполняет впадины профиля и залечивает возможные дефекты, которые являются концентраторами напряжений.

Номер свидетельства: ЭЛ № ФС 77 — 76345 от 02.08.2019, выдан Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций

2023. Vol. 25. № 9 Issue Doi: 10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-9 E-ISSN 2686-6838

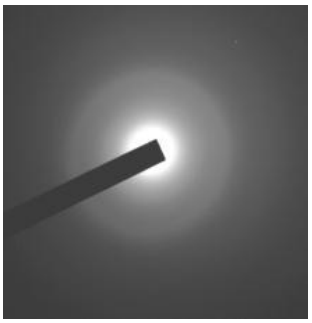

Рис. 2. Электронограмма выделенного участка покрытия BioPateks, характеризующая его аморфность

Fig. 2. Electronogram of the selected section of the BioPateks coating, characterizing its amorphousness

Исследования параметров шероховатости показали, что после нанесения покрытий Pateks и BioPateks их значения улучшаются, что должно повышать усталостную прочность платформы имплантата-абатмента-винта (рис. 3).

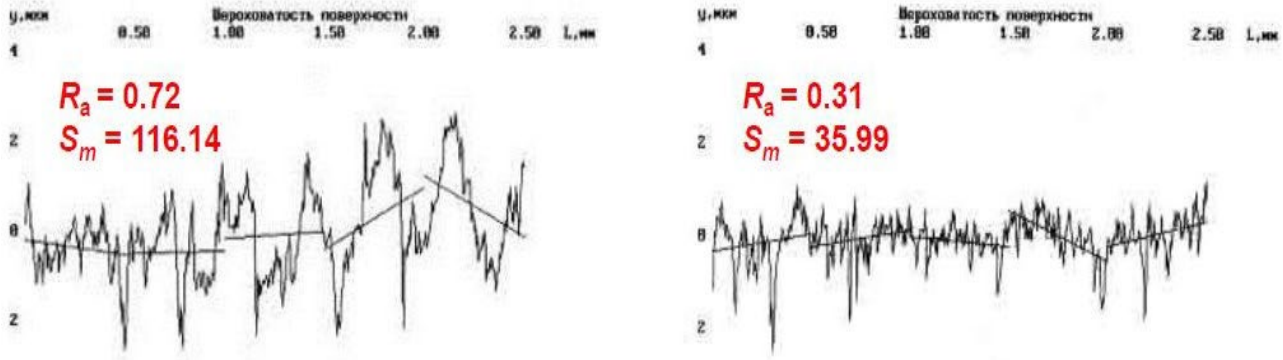

Рис. 3. Профилограммы поверхности, где **А** - до нанесения покрытия - R_a=0,72; R_{max}=5,07; S_m=116,14, **Б** - после нанесения покрытия - R_a=0,31; R_{max}=3,47; S_m=35,99

Fig. 3. Surface profilograms, where **A** - before coating - Ra=0.72; Rmax=5.07; Sm=116.14, **B** - after coating - Ra=0.31; Rmax=3.47; Sm=35.99

Для измерений параметров шероховатости по EN ISO 13565-2:1996 использовался измерительно-вычислительный комплекс «Профиль». При сравнении опорных кривых до и после нанесения покрытия Pateks параметр Rpk, характеризующий высоту выступов изнашивающихся при приработке, уменьшился в 1,3 раза; параметр Rk, характеризующий основу профиля уменьшился в 3,9 раза. Кривая опорной поверхности после нанесения покрытия стала более пологой (рис. 4), что говорит о повышенной износостойкости поверхности. Уменьшение параметра Rk обеспечивает снижение длительности приработки поверхностей с покрытием, что уменьшает работу силы трения, температуру и интенсивность изнашивания в начальный период контактирования трущихся поверхностей.

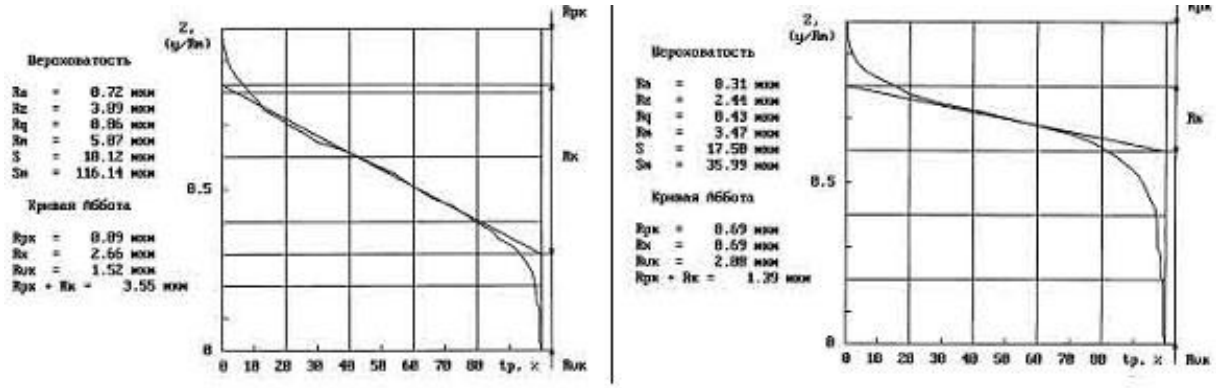

Рис. 4. Кривые опорной поверхности, где а - до нанесения покрытия, б - после нанесения покрытия

Fig. 4. Curves of the support surface, where a - before coating, b - after coating

Исследования величины и знака технологических остаточных напряжений, проведенные с использованием прибора СИТОН (Россия), показали, что в зоне перехода «покрытие-подложка» образуются сжимающие напряжения, способствующие залечиванию микродефектов поверхности основного металла (рис. 5).

Номер свидетельства: ЭЛ № ФС 77 — 76345 от 02.08.2019, выдан Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций

Включен в Перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий ВАК при Министерстве образования и науки Российской Федерации

2023. Vol. 25. № 9 Issue Doi: 10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-9 E-ISSN 2686-6838

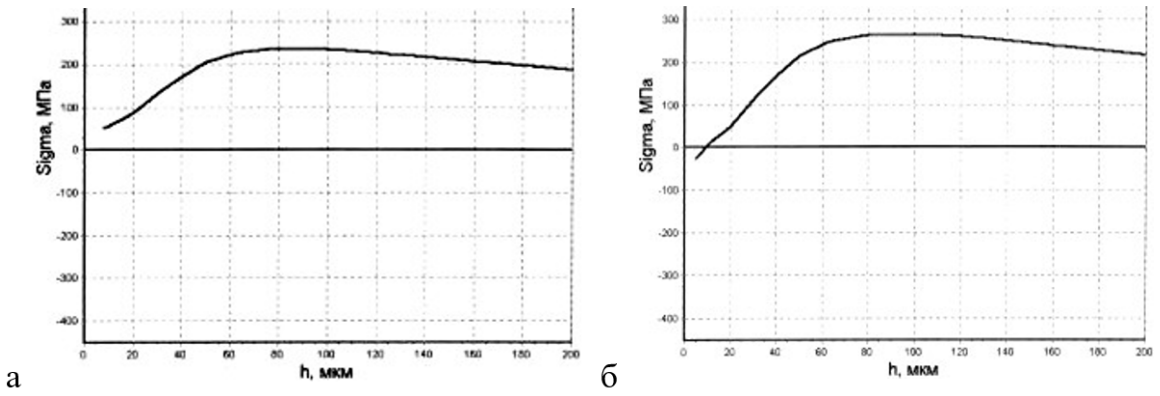

Рис. 5. Эпюры остаточных напряжений поверхности, где а - до нанесения покрытия (шлифованная поверхность с Ra=0,32 мкм), б - после нанесения покрытия

Fig. 5. Plots of residual stresses of the surface, where a - before coating (polished surface with Ra = 0.32 microns), b - after coating

В связи с получением сжимающих напряжений на поверхности платформы имплантат-абатмент-винт и нанесением покрытий в аморфном состоянии происходит залечивание глубоких и узких впадин профиля, дефектов и трещин поверхностного слоя, образованных от операций изготовления имплантатов и винтов. Это способствует увеличению их фреттингостойкости и усталостной прочности.

Исследования трехмерной топографии поверхности с использованием прибора MarSurf WS1 фирмы Mahr GmbH (Германия) зоны перехода покрытие BioPateks – титановая подложка также показали, что после нанесения покрытия обеспечивается залечивание глубоких впадин поверхностного рельефа (рис. 6).

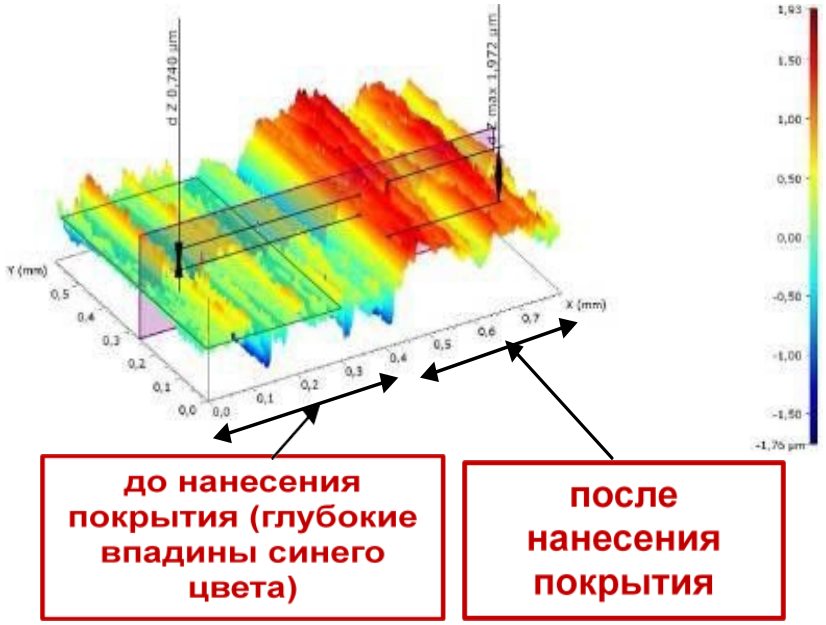

Рис. 6. Трехмерная топография поверхности покрытия BioPateks, где а - до нанесения покрытия видны глубокие впадины синего цвета, б - после нанесения покрытия впадины синего цвета исчезли

Fig. 6. Three-dimensional topography of the BioPateks coating surface, where a - deep blue depressions are visible before coating, b - after coating, the blue depressions have disappeared

На рис. 7 представлен вид установки ТЕСИС-116 для нанесения биосовместимых и фреттингостойких покрытий, а на рис. 8 - процесс нанесения покрытия на винты абатментов и имплантаты.

Номер свидетельства: ЭЛ № ФС 77 — 76345 от 02.08.2019, выдан Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций

Включен в Перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий ВАК при Министерстве образования и науки Российской Федерации

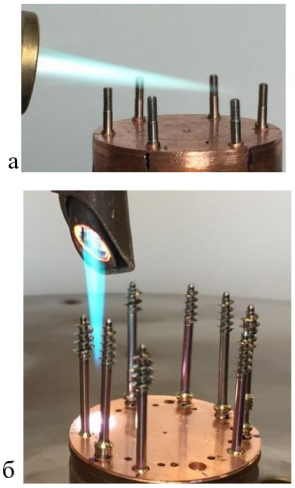

Рис. 7. Установка ТЕСИС-116 для нанесения биосовместимых ифреттингостойких покрытий

Fig. 7. TESIS-116 installation for applying biocompatible and fretting-resistant coatings

Рис. 8. Процесс нанесения покрытия Pateks на винты абатмента (а) и имплантаты (б)

Fig.8. Pateks coating process on abutment screws (a) and implants (b)

Выводы. Тонкопленочные покрытия Pateks и BioPateks, наносимые с использованием химического осаждения из паровой фазы с одновременной плазменной активацией, являются аморфными, обеспечивают улучшение параметров шероховатости, залечивание глубоких и узких впадин профиля, дефектов и трещин, получение сжимающих напряжений поверхностного слоя. Данные характеристики должны способствовать повышению надежности всей системы платформы имплантат- абатмент-опорный винт.

REFERENCES

[1]. Chan-Ik Park, Han-Cheol Choe, Chae-Heon Chung. Effect of surface coating on the screw loosening of dental abutment screws. // Metals and Materials International. 2004. № 10. - rr. 549-555

[2]. Voronin V.F., Solodkij V.G., Solodkaja D.V., Muraev A.A. Profilaktika i ustranenie oslozhnenij, svjazannyh s vykruchivaniem i perelomami central'nyh vintov v implantatah. // Rossijskij stomatologicheskij zhurnal. 2013. № 3. - S. 22-26

[3]. Ponomarev M.I., Los' A.V. Jeffektivnost' pokrytij na osnove vol'frama pri obespechenii rabotosposobnosti podvizhnyh uzlov, izgotovlennyh iz titanovyh splavov. // Otkrytye informacionnye i komp'juternye integrirovannye tehnologii. № 63, 2014. - S. 91-96

[4]. Trofimov V.V., Fedchishin O.V., Klimenov V.A. Titan, splavy titana i ih primenenie v stomatologii. // Sibirskij medicinskij zhurnal. 2009. № 7. - S. 10-12

[5]. Geringer J., Forest B., Combrade P. Fretting-corrosion of materials used as orthopaedic implants. // Wear 259 (2005). - pp. 943-951

[6]. Adya N., Alam M., Ravindranath T., Mubeen A., Saluja B. Corrosion in titanium dental implants: literature review. // The Journal of Indian Prosthodontic Society. July 2005. Vol 5. Issue 3. - pp. 126-131

[7]. Corne P., Cleymand F., De March P., Geringer J. Fretting-corrosion in dental implants. 2016. https://www.researchgate.net/publication/319318030_Fretting corrosion_in_dental_implants?enrichId=rgreq-facf4b6859c8ff31cda6d5265a853dd8-XXX&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzMxOTMxODAzMDtBUzo1MzIzNjAwMTYxMzgyNDBAMTUwMzkzNTkyNjg5MA%3D%3D&el=1_x_2&_esc=publicationCoverPdf

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

[1]. Chan-Ik Park, Han-Cheol Choe, Chae-Heon Chung. Effect of surface coating on the screw loosening of dental abutment screws. // Metals and Materials International. 2004. № 10. - pp. 549-555

[2]. Воронин В.Ф., Солодкий В.Г., Солодкая Д.В., Мураев А.А. Профилактика и устранение осложнений, связанных с выкручиванием и переломами центральных винтов в имплантатах. // Российский стоматологический журнал. 2013. № 3. - С. 22-26

[3]. Пономарев М.И., Лось А.В. Эффективность покрытий на основе вольфрама при обеспечении работоспособности подвижных узлов, изготовленных из титановых сплавов. // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. № 63, 2014. - С. 91-96

[4]. Трофимов В.В., Федчишин О.В., Клименов В.А. Титан, сплавы титана и их применение в стоматологии. // Сибирский медицинский журнал. 2009. № 7. - С. 10-12

[5]. Geringer J., Forest B., Combrade P. Fretting-corrosion of materials used as orthopaedic implants. // Wear 259 (2005). - pp. 943-951

[6]. Adya N., Alam M., Ravindranath T., Mubeen A., Saluja B. Corrosion in titanium dental implants: literature review. // The Journal of Indian Prosthodontic Society. July 2005. Vol 5. Issue 3. - pp. 126-131

[7]. Corne P., Cleymand F., De March P., Geringer J. Fretting-corrosion in dental implants. 2016. https://www.researchgate.net/publication/319318030_Fretting corrosion_in_dental_implants?enrichId=rgreq-facf4b6859c8ff31cda6d5265a853dd8-XXX&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzMxOTMxODAzMDtBUzo1MzIzNjAwMTYxMzg

[8]. Topoljanskij P.A. Povyshenie stojkosti v uslovijah fretting-korrozii jelementov turbogeneratorov putem plazmennogo napylenija zashhitnogo pokrytija // Korrozija metallov pod naprjazheniem i metody zashhity. Tezisy dokladov. T. 2. L'vov. 1989. - S. 136-137
[9]. Topoljanskij P.A., Sosnin N.A. Frettingostojkie pokrytija podshipnikov kachenija krupnyh jelektricheskih mashin. // Tehnologii remonta, vosstanovlenija, uprochnenija i obnovlenija mashin, mehanizmov, oborudovanija i metallokonstrukcij. Materialy 3-j Vserossijskoj prakticheskoj konferencii-vystavki 27-28 marta 2001 g. Sankt-Peterburg. Izd. SPbGTU, 2001. - S. 44-51
[10]. Smyslov A.M., Selivanov K.S. Povyshenie dolgovechnosti detalej mashin v uslovijah frettinga. Ufa: Gilem. 2005. - 180 s.
[11]. Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P., Sosnin N.A., Ermakov S.A. Primenenie mezhdunarodnyh standartov dlja ocenki svojstv poverhnostej podverzhennyh iznosu. Tehnologija mashinostroenija, 2010, № 6. - S. 56-60
[12]. Mouhyi J., Ehrenfest D., Albrektsson T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. // Clin Implant Dent Relat Res. 2012. № 2 (14). 170-183
[13]. Yokoyama K., Ichikawa T., Murakami H., Miyamoto Y., Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. // Biomaterials. 2002. №23. pp. 2459-2465
[14]. Eliaz N. Degradation of Implant Materials. 2012. Springer. - 516 p.
[15]. Sosnin N.A., Ermakov S.A., Topoljanskij P.A. Plazmennye tehnologii. Sankt- Peterburg: Izd-vo Politehnicheskogo un-ta. 2013. - 406 s.
[16]. Novikov S.V., Tamazov I.D., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. Ispol'zovanie holodnoj atmosfernoj plazmy v stomatologii. // Zdorov'e i obrazovanie v 21 veke. 2018, t. 20, № 1. - S. 124-127

yNDBAMTUwMzkzNTkyNjg5MA%3D%3D&el=1_x_2&_esc=publicationCoverPdf
[8]. Тополянский П.А. Повышение стойкости в условиях фреттинг-коррозии элементов турбогенераторов путем плазменного напыления защитного покрытия // Коррозия металлов под напряжением и методы защиты. Тезисы докладов. Т. 2. Львов. 1989. - С. 136-137
[9]. Тополянский П.А., Соснин Н.А. Фреттингостойкие покрытия подшипников качения крупных электрических машин. // Технологии ремонта, восстановления, упрочнения и обновления машин, механизмов, оборудования и металлоконструкций. Материалы 3-й Всероссийской практической конференции-выставки 27-28 марта 2001 г. Санкт-Петербург. Изд. СПбГТУ, 2001. - С. 44-51
[10]. Смыслов А.М., Селиванов К.С. Повышение долговечности деталей машин в условиях фреттинга. Уфа: Гилем. 2005. - 180 с.
[11]. Тополянский П.А., Тополянский А.П., Соснин Н.А., Ермаков С.А. Применение международных стандартов для оценки свойств поверхностей подверженных износу. Технология машиностроения, 2010, № 6. - С. 56-60
[12]. Mouhyi J., Ehrenfest D., Albrektsson T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. // Clin Implant Dent Relat Res. 2012. № 2 (14). 170-183
[13]. Yokoyama K., Ichikawa T., Murakami H., Miyamoto Y., Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. // Biomaterials. 2002. №23. pp. 2459-2465
[14]. Eliaz N. Degradation of Implant Materials. 2012. Springer. - 516 p.
[15]. Соснин Н.А., Ермаков С.А., Тополянский П.А. Плазменные технологии. Санкт- Петербург: Изд-во Политехнического ун-та. 2013. - 406 с.
[16]. Новиков С.В., Тамазов И.Д., Тополянский П.А., Тополянский А.П. Использование холодной атмосферной плазмы в стоматологии. // Здоровье и образование в 21 веке. 2018, т. 20, № 1. - С. 124-127

Author Contributions. *– All the authors have made an equal contribution*
Conflict of Interest Statement. *The authors declare no conflict of interest.*
Novikov S.V. – SPIN ID: 7115-0957; ORCID ID: 0000-0002-1651-6066
Tamazov I.D. - *SPIN ID:3296-0384; ORCID ID: 0000-0002-0925-6403*
Topoljanskij P.A. - *SPIN ID: 8501-5706; ORCID ID:0009-0009-6025-0021*
Topoljanskij A.P. - *SPIN ID: 7102-5572; ORCID ID: 0009-0000-2536-4626*

For citation: Novikov S.V., Tamazov I.D., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. MODIFICATION OF THE SURFACE OF TITANIUM DENTAL IMPLANTS AND THEIR ORTHOPEDIC COMPONENTS // Medical & pharmaceutical journal “Pulse”. – 2023;25(9):78-84. http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-9-78-84

Вклад авторов. *Все авторы внесли ровный вклад.*
Заявление о конфликте интересов. *Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.*
Новиков С.В. - SPIN ID: 7115-0957; ORCID ID: 0000-0002-1651-6066
Тамазов И.Д. – *SPIN ID:3296-0384; ORCID ID: 0000-0002-0925-6403*
Тополянский П.А. - *SPIN ID: 8501-5706; ORCID ID:0009-0009-6025-0021*
Тополянский А.П. - *SPIN ID: 7102-5572; ORCID ID: 0009-0000-2536-4626*

Для цитирования: Новиков С.В., Тамазов И.Д., Тополянский П.А., Тополянский А.П. МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ И ИХ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОМПОНЕНТОВ // Медико-фармацевтический журнал "Пульс". 2023;25(9):78-84. http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-9-78-84.

Номер свидетельства: ЭЛ № ФС 77 — 76345 от 02.08.2019, выдан Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций