MEDICAL & PHARMACEUTICAL
JOURNAL "PULSE"
https://clinical-journal.ru
2023. Vol. 25. № 10 E-ISSN 2686-6838

CC BY

RESEARCH ARTICLE
3. Medical sciences
УДК 617-089,844

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., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. - 2023

*** | Accepted: 30.10.2023
http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10-62-80

ВЕРТИКАЛЬНЫЕ ТИТАНОВЫЕ ВИНТЫ С МОДИФИЦИРОВАННЫМ ПОКРЫТИЕМ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ НАДЁЖНОСТИ ФИКСАЦИИ И СТАБИЛИЗАЦИИ АБАТМЕНТОВ К ПЛАТФОРМЕ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Новиков[1] С.В., Тополянский[2] П.А., Тополянский[2] А.П.

[1]Стоматология Сказ-II, г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

[2]ООО Научно-производственная фирма Плазмацентр, г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

Аннотация. *Вертикальные винты из титановых сплавов для дентальных имплантатов имеют тенденцию к откручиванию и перелому, что связано с низкими прочностными, трибологическими и коррозионными свойствами винтов в условиях жевательного давления и агрессивной среды ротовой полости. Основные причины – это уменьшение их усталостной прочности из-за дефектности, остаточных напряжений растяжения и наводораживания поверхностного слоя, а также процесс фреттинг-коррозии, возникающий в условиях микроперемещений при жевательных нагрузках условно неподвижного трибосопряжения. Рассмотрены конструктивные, эксплуатационные характеристики вертикальных винтов дентальных абатментов из титановых сплавов, приведены расчетные зависимости крутящего момента, усилия предварительной затяжки, коэффициентов трения и резьбы винта на опорной поверхности платформы имплантата. Приведен анализ численных значений этих параметров. Сделан вывод, что одним из способов повышения надежности фиксации и стабилизации абатмента к платформе имплантатов является использование вертикальных титановых винтов с функциональными покрытиями.*
Приведены результаты исследований алмазоподобного покрытия BioPateks системы a-C:H/a-SiC-Ag для вертикальных титановых винтов абатмента, наносимых с использованием холодной атмосферной плазмы. Продемонстрировано преимущество Данного покрытия при металлографическом анализе, статических испытаниях на растяжение, трибологических исследованиях, испытаниях В условиях микроабразивного изнашивания, исследованиях барьерных свойств, от выхода токсичных ионов ванадия и алюминия, исследованиях дефектности поверхностей при Фреттинг-усталости. Покрытие BioPateks технология И его нанесения может применяться как в производственных, лабораторных и клинических условиях. Для этих целей используется малогабаритное и низкоэнергоёмкое оборудование.

Ключевые слова: *имплантат, абатмент, перелом винта, расшатывание зубного протеза, алмазоподобное покрытие, карбидокремниевое покрытие, динамическая жевательная нагрузка.*

VERTICAL TITANIUM SCREWS WITH MODIFIED COATING TO INCREASE THE RELIABILITY OF FIXATION AND STABILIZATION OF ABUTMENTS TO THE DENTAL IMPLANT PLATFORM

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

[1]Dental clinic Skaz-II, Saint Petersburg, Russian Federation

[2]OOO Scientific-production firm Plazmacentr, Saint Petersburg, Russian Federation

Abstract: Vertical screws of abutments after dental implantation tend to loosen, unscrew and break, which is associated with low strength, tribological and corrosion properties of screw material under stress and aggressive environment in the oral cavity. The main causes of problems with dental screws are a decrease in their fatigue strength due to defects, residual tensile stresses and hydrogen pickup of surface layer, as well as the process of fretting corrosion that occurs under conditions of micro-displacement under cyclic loads of conditionally stationary tribocoupling. The design and operational characteristics of abutment screws, the main problematic properties of titanium materials are considered, the calculated dependences of torque, pre-tightening force, friction coefficients in thread and on support surface are given. The analysis of numerical values of these parameters is given. It is concluded that the use of vertical titanium screws with functional coatings is one of the ways of improving the reliability of the dental implantation system. The results of studies of the BioPateks diamond-like coating of the a-C:H/a-SiC-Ag system for vertical titanium abutment screws applied using cold atmospheric plasma are presented. The effectiveness of this coating has been demonstrated in metallographic analysis, static tensile tests, tribological studies, tests under microabrasive wear conditions, studies of barrier properties from the release of toxic vanadium and aluminum ions, studies of surface defects during fretting fatigue. The BioPateks coating and its application technology can be used both in industrial and in clinical and laboratory conditions. For these purposes, small-sized and low-energy equipment is used.

Keywords: implant, abutments, screw fracture, dental restoration failure, prosthesis loosening, DLC coatings, silicon carbide coating, dynamic cyclic loading.

Актуальность проблемы. Опорная система в дентальной имплантации включает несколько элементов: Дентальный имплантат, абатмент, вертикальный винт и зубной протез. Все эти компоненты в совокупности составляют **узел сопряжения**, в котором каждый элемент выполняет определенные функции, находится В индивидуальных условиях эксплуатации, испытывает различные жевательные нагрузки и воздействия. При этом взятый в отдельности элемент имеет поверхности с неодинаковыми условиями воздействия активной среды полости рта. Все это осложняется многочисленными вариантами ортопедических компонентов (конструкций, технологий их изготовления), контроль качества которых не стандартизирован. Научные публикации последних лет по технологии создания поверхности ортопедических компонентов имплантационных систем подтверждают многочисленные проблемы изготовления, связанные с наличием дефектов и загрязнений ортопедических компонентов у большинства производителей [1, 2].

Одной из наиболее часто встречающихся причин неудачной реабилитации пациентов с использованием дентальной имплантации является ослабление винтовой фиксации у несъемных зубных протезов с опорой на имплантаты [3, 4], которое составляет 5-9% после пяти лет их эксплуатации [5]. Это связано с нефункциональными жевательными нагрузками, которые воздействуют на зубной протез, например, гиперокклюзионные контакты, смещение от вертикальной оси дентального имплантата вектора жевательного давления, боковые отклонения или протрузии, бруксизм, интерапроксимальные контакты между естественными зубами и реставрациями на имплантатах, а также несоответствием, создаваемым активной подгонкой зубного протеза и абатментов имплантатов. Когда жевательные силы превышают силы крутящего момента предварительной затяжки винта, соединение становится нестабильным, а вибрации и микроперемещения приводят к ослаблению крепления и перелому вертикального винта. Распространенность осложнений при переломе вертикального винта составляет 9,3% при периоде наблюдения 5 лет и 20,8% в течение 10 лет [6]. Образуемый микрозазор между абатментом и имплантатом при ослаблении стабилизации может вызывать периимплантит [7].

Осложнениями, связанными с вертикальными винтами, являются: нестабильность абатмента с зубным протезом, откручивание винтов [8], поломка винтов [9, 10], нарушение герметичности зубной конструкции [11], низкие его антибактериальные свойства [12]. В случае образования зазоров нельзя гарантировать отсутствие проникновения бактерий внутрь имплантата и шахты зубного протеза, обеспечивая их обратную экспансию в ротовую полость. При этом условия во внутреннем пространстве дентального имплантата по температуре, постоянной влажности и отсутствию кислорода способствуют активному бактериальному заселению анаэробов. Для решения данной проблемы требуется участие врача-стоматолога для диагностики и

медикаментозного лечения, а также замены винтов, что увеличивают эмоциональную и финансовую нагрузку на пациентов.

Дентальные имплантаты, с точки зрения научного направления инженерии поверхности интерфейса внутрикостной части имплантата, изучены достаточно подробно. Значительно меньше исследований касается ортопедических компонентов - вертикальных винтов, которые во многом определяют надежность и долговечность имплантационной системы.

Медико-технологические проблемы вертикальных титановых винтов определяются следующими характеристиками:

- прочностными свойствами, а именно, пониженным пределом прочности [13, 14];
- трибологическими свойствами - высоким коэффициентом трения контактируемых титановых поверхностей [15];
- пониженными коррозионными свойствами металлических сплавов, в условиях жевательной нагрузки и агрессивной среды ротовой полости [16];
- низкой фреттингостойкостью при микроперемещениях условно неподвижных одноименных металлических сплавов в условиях жевательной нагрузки [17];
- снижением усталостной прочности за счет микродефектности, остаточных напряжений растяжения и наводораживания поверхностного слоя металлических сплавов [18, 19];
- неравномерностью параметров шероховатости и твердости резьбовых поверхностей из-за нетехнологических титановых сплавов [20, 21];
- низкой стойкостью в условиях микроабразивного износа (при замене лабораторного на клинический винт на резьбовых поверхностях имплантатов остаются частицы оксидов титана, представляющие собой абразивный материал) [221;
- загрязненностью поверхностного слоя, связанной с предшествующими технологическими операциями [23, 24].

С целью увеличения усилия предварительной затяжки и, соответственно, улучшения фиксации между абатментом и имплантатом, для уменьшения откручивания и поломки винтов отдельные мировые производители на винты наносят специальные покрытия. Целесообразность использования покрытий и выбор его оптимального материала является актуальной проблемой. Среди методов нанесения покрытий ведущее место занимают плазмохимические технологии, которые уже нашли широкое применение в медицине и стоматологии [25]. При этом неоспоримым фактом является положительный эффект плазменной обработки титановых ортопедических компонентов имплантационных систем, обеспечивающий снижение колонизации бактерий на обработанной поверхности [26].

Цель данной работы – обоснование нанесения нового функционального покрытия с использованием плазмы атмосферного давления на вертикальные винты, ортопедические компоненты дентальных имплантационных систем, обеспечивающего повышенную надежность винтов против откручивания и переломов в процессе их длительного времени эксплуатации в условиях функциональной жевательной нагрузки. Для достижения поставленной цели необходимо изучить условия эксплуатации, конструктивные, материаловедческие свойства технологические аспекты изготовления и используемые покрытия винтов, оценить свойства и эффективность нового покрытия.

Конструктивные и эксплуатационные характеристики вертикальных титановых винтов

Вертикальный (опорный) винт предназначен для долговременной фиксации абатмента к имплантату непосредственно в ротовой полости или лабораторных условиях на моделях. Винт имеет различные размеры и конфигурацию для адаптации к конкретной паре имплантат - абатмент, в зависимости от фирмы изготовителя. Конструктивно он состоит из трёх участков: головка с внутренним шлицом и наружной опорной поверхностью (участок 1), гладкий стержень - часть винта между головкой и резьбой (участок 2) и резьба (участок 3) (рис. 1). На рис. 2 показаны примеры винтов, которые имеют разные конструктивные размеры и подразделяются на лабораторные и клинические. Шлиц предназначен для установки отвертки и обеспечения закручивания винта. Опорная поверхность винта, имеющая кольцеобразный или конусообразный вид, опираясь на абатмент, прижимает его к имплантату и обеспечивает герметизацию его внутреннего объема. Наружная резьба винта входит во внутреннюю резьбу имплантата и обеспечивает подтягивание абатмента к имплантату для исключения зазоров

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. № 10 Issue Doi: 10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10 E-ISSN 2686-6838

по контактной поверхности (рис. 3). Каждый участок винта подвержен разным деформациям: внутренняя поверхность головки - смятие, наружная - от сил трения, стержень - растяжение (именно по стержню происходит, в основном, поломка винта), резьбовая поверхность - растяжение и от сил трения. Конструктивно винты отличаются видом шлица и опорной поверхности, длиной, диаметром головки, резьбой (диаметром и шагом) и материалом. Основные виды шлицов - шестигранник (hex) и шестиконечная звезда (torx). В качестве заготовки винта используется холоднотянутый титановый прокат. Основными технологиями изготовления винтов являются холодная объемная штамповка выдавливание, формообразование головки, редуцирование стержня, обрезка) и поверхностно - пластическое деформирование (накатка резьбы). В отдельных случаях дополнительно применяется процесс нанесения покрытий.

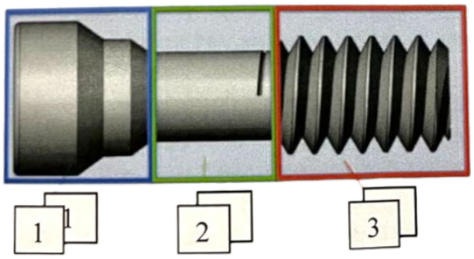


Рис. 1. Фиксирующий винт абатмента с тремя участками различного функционального назначения, где 1 - головка, 2 - стержень, 3 – резьба

Рис. 1. Фиксирующий винт абатмента с тремя участками различного функционального назначения, где 1 - головка, 2 - стержень, 3 – резьба

Рис. 2. Винты разных производителей, в том числе с покрытиями

Fig. 2. Screws from different manufacturers, including those with coatings

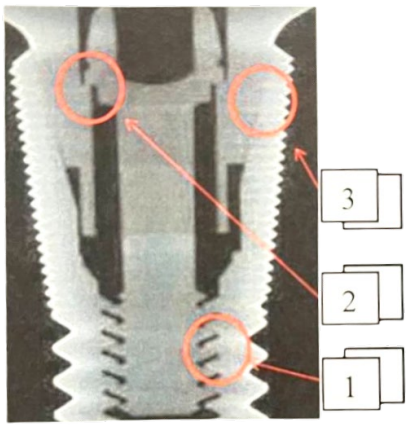


Рис. 3. Поперечный разрез сборки: имплантат - абатмент - винт с тремя контактными поверхностями, где 1 - резьбовой контакт, 2 - внутренний упорный контакт винт - абатмент; 3 - конусный контакт абатмент – имплантат [17]

Fig. 3. Cross section of the assembly: implant - abutment - screw with three contact surfaces, where 1 - threaded contact, 2 - internal thrust contact screw - abutment; 3 - cone contact abutment – implant [17]

Закручивание винта осуществляется динамометрическим ключом до рекомендованного для конкретного абатмента значения крутящего момента (момента затяжки, вращательного момента, момента силы), в основном, в диалазоне 15-35 Нсм. При этом погрешность измерения крутящего момента при затяжке динамометрическим ключом составляет ± 5%. Косвенно крутящий момент определяет усилие предварительной затяжки винта (измеряемую в Н). Среднее значение крутящего момента, прилагаемого вручную с помощью отвертки, составляет всего 10 Нсм. Критерием правильной установки и эффективного прижатия абатмента к имплантату является отсутствие зазоров между ними и, соответственно, обеспечение герметичности системы, которые определяются конструкцией, качеством изготовления и затяжкой винта с заданным крутящим моментом. Слишком низкое значение крутящего момента приводит к расшатыванию абатмента и возможному перелому винта. Повышенный крутящий момент может привести к деформации винта, поломке абатмента и повреждению имплантата. Наиболее эффективным типом посадки абатмента на имплантат является конус Морзе (рис. 3), при этом, чем вые усилие предварительной затяжки, тем лучше обеспечивается прилегание поверхностей [27].

Металлические титановые сплавы для изготовления винтов

В большинстве случаев в качестве материала имплантационных систем используется титан ВТ1-0, ВТ1-00 (Grade 1-4 no

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

ISO 5832-2) и, обеспечивающий более высокие прочностные свойства, титановый сплав ВТ6 (Grade 5) с 4% ванадия и 6% алюминия (табл. 1). Вертикальные винты, в основном, изготавливаются из титанового сплава ВТ6 (Grade 5). Первые остаточные деформации винта появляются при нагрузках выше предела текучести исходного материала, а поломка винта - выше предела прочности. Чем больше предел текучести используемого материала, тем более высокое усилие предварительной затяжки винт сможет выдержать. Зоной повышенных напряжений является область шейки винта между головкой и резьбовой частью. Усилие предварительной затяжки **F**, при котором появляются первые деформации винта, может быть рассчитано

$$F = \frac{\pi \cdot d^2 \cdot \sigma_p}{4} \qquad (1)$$

где $\boldsymbol{\sigma_p}$ - предел текучести исходного материала, $\boldsymbol{d}$ - минимальный диаметр винта.

В большинстве случаев допустимое усилие предварительной затяжки винта составляет 75-90% от усилия, рассчитанного при пределе текучести исходного материала и минимальном диаметре винта. Для примера, если принять диаметр минимального сечения дентального винта 1,4 мм, предел текучести сплава ВТ6 830 МПа, то усилие предварительной затяжки, при котором произойдут первые деформации, составит 1277 Н. При этом интервал допустимого усилия предварительной затяжки составляет 960-1150Н. Методами увеличения предела текучести материала является термическая обработка, нанесение тонкопленочных покрытий и другие.

Таблица. 1.

Химический состав и механические свойства титановых сплавов, применяемых в стоматологии

Table. 1.

Chemical composition and mechanical properties of titanium alloys used in dentistry

Элемент, %	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5
Азот	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
Углерод	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Водород	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015
Железо	0,2	0,3	0,3	0,5	0,4
Кислород	0,18	0,25	0,35	0,4-0,5	0,2
Алюминий	-	-	-	-	5,5-6,75
Ванадий	-	-	-	-	3,5-4,5
Титан	остальное	остальное	остальное	остальное	остальное
Предел прочности, МПа	240	345	450	550	895
Предел текучести, МПа	170	230-275	300-380	440-483	830

Важно отметить, что сплав ВТ6 (Grade 5) содержит ванадий, оказывающий токсическое действие и алюминий, который также влияет на минеральный обмен веществ, конкурируя с ионами кальция и магния, оказывает непосредственное воздействие на рост и размножение клеток посредством негативного действия на клеточную мембрану, то есть препятствует эффективному течению процессов репаративной регенерации в зоне имплантации [28-31].

При контакте титановых винтов с атмосферным кислородом происходит моментальное его окисление и образование рыхлой и тонкой (10-20 нм) пленки оксида титана, которая из-за малой толщины имеет низкую адгезионную прочность и не обеспечивает защиту от выхода ионов ванадия и алюминия в организм человека [32,33].

Титан и титановые сплавы относятся к труднообрабатываемым материалам, проблемы в обработке которых связаны с их низкой теплопроводностью, не высоким и не постоянным модулем упругости, интенсивным тепловыделением, повышенной зависимостью структуры и свойств от технологии производства заготовки, демпфированием, высоким коэффициентом трения и, соответственно, склонностью к налипанию, задирам и схватыванию [34-36]. В связи с этими факторами инструмент, применяемый при обработке титановых материалов, изнашивается не равномерно. Поэтому, даже при использовании автоматизированного оборудования и оптимизированных технологических процессов, рабочие поверхности изготовленных элементов имплантационной системы могут иметь различные поверхностные свойства, например,

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

шероховатость и твердость. Как показали исследования, шероховатость и твердость разных поверхностей одного и тоже элемента имплантационной системы могут отличаться в 1,5-2 раза [21]. Особенно это относится к наиболее сложным микрорезьбовым поверхностям фиксирующих винтов и внутренней резьбовой поверхности имплантатов, качество которых практически не поддается контролю [37].

Заготовки титанового материала, из которых изготавливаются элементы имплантационной системы, даже имея одинаковый химический состав, по структуре конечного продукта могут отличаться от мелкозернистой с явной геометрической текстурой, до бимодальной и даже В-превращенной структуры [38] и иметь разное содержание титана и кислорода во впадинах и выступах резьбы [24]. Это связано с «технологической наследственностью», которая характеризует изменение свойств поверхности от взаимодействия инструмента при всех производственных процессах изготовления от металлургических производств заготовки до выхода готовой продукции.

Несмотря на то, что титан и титановые сплавы являются коррозионностойкими материалами, при контактировании с активными (агрессивными) средами в условиях нагружения они подвержены адсорбции и коррозии. Адсорбция на границе раздела газ (жидкость) - металл связана с повышенной энергией адгезионного взаимодействия металлической поверхности, шероховатостью, локальными дефектами, растягивающими напряжениями и другими факторами. Питтинговая, щелевая, электрохимическая, межкристаллитная коррозия титановых материалов, используемых в стоматологии, постоянно исследуется [16, 39]. Закрученные центральные винты испытывают растягивающие напряжения, в результате которых всегда имеет место нарушение сплошности защитной оксидной пленки, при этом скорость коррозии может значительно увеличиваться.

Титан и титановые сплавы, находящиеся в паре друг с другом, подвержены фреттинг-коррозии, поэтому все ответственные узлы промышленного оборудования в обязательном порядке имеют фреттингостойкие покрытия [40-42]. В условиях трибоконтакта и микроперемещений одноименных титановых материалов В стоматологических узлах сопряжения также имеет место фреттинт-коррозия [43]. Процесс усугубляется наличием коррозионно-активной среды, в которой находится титановый сплав, так как дополнительно происходит облегчение процессов микропластической деформации (увеличение скорости пластической деформации при заданном уровне напряжений - эффект Ребиндера) и, как следствие, снижение уровня разрушающих напряжений - предела выносливости (усталости) [44].

Для минимизации проявления вышеперечисленных проблем и повышения усилия предварительной затяжки применяются технологии модификации поверхности титановых материалов [45-48].

Среди основных задач, которые должны выполнять процессы модификации для винтов - это барьерная защита от выхода ионов токсичного ванадия и алюминия, повышение предела текучести, уменьшение коэффициента трения, защита от фреттинг-коррозии, повышение усталостной прочности, сглаживание и получение одинаковых свойств ответственных поверхностей по твердости и шероховатости. Все эти модификации можно получить на финишной стадии изготовления винтов путем нанесения функциональных покрытий.

Трибологические свойства вертикальных титановых винтов

Рекомендуемое значение крутящего момента определяется производителем на основе знаний методики расчета резьбовых соединений, исходных прочностных характеристик применяемого материала и геометрии винта. Оптимальное усилие предварительной затяжки способствует обеспечению надежного уплотнения между контактными поверхностями абатмента и имплантата. Преимущественно это защищает внутреннюю часть системы имплантата от проникновения ротовой жидкости, бактерий или других загрязняющих веществ и, следовательно, защищает пациента от инфекций [49].

Противодействие крутящему моменту оказывает трение скольжение опорной кольцевой или конической наружной поверхности головки винта по ответной деподвижной внутренней поверхности абатмента и трение скольжение резьбовой поверхности винта по аналогичной поверхности имплантата. Крутящий момент затяжки винта может быть определен по ГОСТ ISO 16047-2015:

$$T = F \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot \frac{P+1{,}154\cdot\pi\cdot\mu_{th}\cdot d_2}{\pi-1{,}154\cdot\mu_{th}\cdot\frac{P}{d_2}} + \mu_b \cdot \frac{D_0+d_h}{4}\right] \quad (2)$$

где ***T*** - крутящий момент [Нмм]; ***F*** - усилие предварительной затяжки [Н]; ***d2*** - средний

диаметр резьбы винта [мм]; $\boldsymbol{P}$ - шаг резьбы; $\boldsymbol{D0}$ - наружный диаметр опорной поверхности винта [мм]; $\boldsymbol{d_h}$ - диаметр отверстия в абатменте [мм]; $\boldsymbol{M}$ - коэффициент трения в резьбе; $\boldsymbol{\mu_b}$ - коэффициент трения на опорной поверхности винта.

Аппроксимируя уравнение (2) с учетом условно одинаковых коэффициентов трения в резьбе и на опорной поверхности общий коэффициент трения мо может быть рассчитан

$$\mu_{tot} = \frac{\frac{T}{F} - \frac{P}{2\pi}}{0{,}577 d_2 0{,}5 D_b} \quad (3)$$

где $\boldsymbol{D_b}$ - расчетный диаметр опорной поверхности винта

$$D_b = \frac{D_0 + d_h}{2}$$

Из уравнения (3) можно рассчитать усилие предварительной затяжки

$$F = \frac{T}{\mu_{tot}(0{,}577 d_2 + 0{,}5 D_b) + \frac{P}{2\pi}} \quad (4)$$

Коэффициенты трения в резьбе $\boldsymbol{\mu_{th}}$ и на наружной опорной поверхности головки винта $\boldsymbol{\mu_b}$ зависят от сочетания материалов опорного контакта (винт - абатмент) и резьбового соединения (винт - имплантат), физико-механических свойств их поверхностей (твердости и модуля упругости), параметров шероховатости опорных и резьбовых соединений, приработочных процессов, скорости скольжения, точности изготовления.

Коэффициенты трения в резьбе и на опорной поверхности головки винта рассчитываются по следующим формулам

$$\mu_{th} = \frac{\frac{T_{th}}{F} - \frac{P}{2\pi}}{0.577 d_2} \qquad \mu_b = \frac{T_b}{0{,}5 D_b F} \qquad (5)$$

где $\boldsymbol{T_{th}}$- крутящий момент в резьбе; $\boldsymbol{T_b}$ - крутящий момент на опорной поверхности винта. На практике коэффициент трения в резьбе всегда выше, чем коэффициент трения на опорной поверхности.

Из анализа формулы (4) можно сделать несколько важных выводов:

- для геометрически одинаковых винтов, рекомендуемом производителем крутящем моменте, усилие предварительной затяжки зависит от коэффициентов трения резьбовой и опорной поверхностей;
- при использовании совместимых однотипных элементов имплантационной системы в диапазоне упругой деформации винта существует прямая зависимость усилия предварительной затяжки от крутящего момента;
- для одинаковых конструктивных размеров резьбовой и наружной опорной поверхностей винтов и одинаковых коэффициентов трения по этим двум поверхностям уменьшение значения коэффициента трения уменьшает и значение крутящего момента;
- при использовании винтов с антифрикционным покрытием, которое уменьшает коэффициенты трения, для обеспечения предполагаемого усилия предварительной затяжки потребуется меньший крутящий момент;
- при заданном крутящем моменте и использовании винтов с антифрикционным покрытием, усилие предварительной затяжки увеличивается приблизительно пропорционально уменьшению коэффициента трения;
- для точных расчетов усилия предварительной затяжки численные значения коэффициентов трения, должны определятся в условиях сухого трения исходного материала винта (BT6, Grade5) по конкретно применяемым материалам абатмента (значение $\boldsymbol{\mu_b}$) и имплантата (значение $\boldsymbol{\mu_{th}}$).

Рассмотрим применение формулы (4) для расчета усилия предварительной затяжки клинических винтов Impla компании Schuetz Dental, которые имеют следующие конструктивные размеры: d_2 = 1,5 мм; P = 0,35 мм; D_0 = 2,2 мм; d_h = 1,78 мм. Расчет проведем для двух вариантов - титанового винта без покрытия, при этом общий коэффициент трения примем равным 0,5 и титанового винта с антифрикционным покрытием с общим коэффициентом трения, равным 0,15. Рекомендуемый изготовителем крутящий момент для этих винтов составляет 350 Нмм. Подставляя численные значения в уравнение (4), получаем для винта без покрытия усилие предварительной затяжки 350 Н, а для винта с покрытием - 1029 Н. С учетом полученного по уравнению (1) оптимального диапазона усилий предварительной затяжки (960-1150 Н) можно сделать вывод, что титановые винты без покрытия, не достигают этого диапазона. Только применение винтов с покрытием способно достичь значений оптимального усилия предварительной затяжки.

По данным компании SKY Implant System при одном и том же моменте силы пятикратное закручивание винтов снижает усилие предварительной затяжки на 30-40 % и, соответственно, ухудшается фиксация и

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

герметизация системы [50]. Компания рекомендует повторно не использовать винты, а приобретать и устанавливать только новые. С точки зрения инженерии поверхности уменьшение усилия предварительной затяжки при повторном закручивании винта в имплантат происходит за счет уменьшения коэффициента трения. При этом деформируются существующие микронеровности, происходит приработка (притирка) контактных поверхностей, имеет место заедание, смятие и выкрашивание выступов шероховатости, схватывание и вырывы частиц одноименных материалов и, как следствие, заполнение зазоров в резьбе продуктами износа из поверхностного слоя (в основном, оксида титана, который относится к абразивной керамике) [51]. Предлагаемая производителями замена винтов на новые, не исключает осуществленную предыдущим винтом притирку поверхностей абатмента и имплантата, уменьшающую усилие предварительной затяжки, а также наличие в шахте уже установленного имплантата продуктов износа от первоначально установленного клинического винта и вкручивания лабораторных винтов при примерке. Для затяжки ослабленных винтов рекомендуется подтягивание старого винта [52], при этом максимальное количество подкручиваний должно быть не более десяти [53].

Крутящий момент при откручивании титановых винтов без покрытия и с покрытиями Teflon и Parylene N по сравнению с начальным крутящим моментом равным 32 Нсм снижается на 10-20% [54]. Эти изменения также связываются с уменьшением коэффициента трения за счет притирки контактируемых поверхностей.

Экспериментально полученные значения коэффициента трения для титановых винтов абатментов составляют 0,5-0,54 [55]. Такой высокий коэффициент трения приводит к уменьшению усилия предварительной затяжки при заданном крутящем оменте, то есть рекомендуемый крутящий момент может быть достигнут, а оптимальное усилие предварительной затяжки не достигнуто, что приведет к появлению зазора между абатментом и имплантатом. Если не указан допуск на рекомендуемый крутящий момент, то усилие предварительной затяжки может оказаться избыточным, что может вызвать деформацию винта и его поломку. Мнение, что повышенное трение в резьбовых соелинениях способствует уменьшению ослабления винта, является ошибочным, так как в результате вибрации и микроперемещений активизируются процессы усталости под напряжением и фреттинг-коррозии. При этом винты, имеющие покрытия с низким коэффициентом трения могут быть удалены с меньшим риском их заедания и поломки.

Таким образом, эффективным методом, снижающим коэффициент трения, является нанесение на винты тонкопленочных антифрикционных покрытий. При моделировании условий закручивания винтов из титанового сплава Grade 5, как с покрытием, так и без него, и золотого винта выявлено, что при крутящем моменте, равном 32 Нсм, замеренном коэффициенте трения, равном 0,26 не достигается оптимальное значение усилия предварительной затяжки, равное 75% от предела текучести. Максимальное значение коэффициента трения для достижения величины этого усилия должно составлять 0,12 [56]. Большинство покрытий на винтах, предлагаемых на рынке, имеют коэффициент трения по титану более 0,2 [57], что является недостаточным для эффективного их использования.

Модификация поверхности вертикальных винтов путем нанесения покрытий

С целью создания антифрикционных свойств поверхностного слоя отдельными мировыми производителями винты изготавливаются с покрытиями, которые предназначены для создания большего усилия предварительной затяжки и, соответственно, более плотного и герметичного контакта с абатментом по опорной поверхности, снижения вероятности ослабления и раскручивания резьбового соединения. По рекламной информации производителей покрытия на винтах повышают прочностные свойства, коррозионную стойкость, усталостную прочность, стойкость против фреттинг-коррозии, улучшают параметры шероховатости, обеспечивают равномерность твердости, обеспечивают минимизацию загрязненности поверхности [58-63]. В тоже время при сравнительных исследованиях не всегда подтверждаются преимущества винтов с покрытием относительно винтов без покрытия [64-65].

К основным материалам применяемых покрытий относятся: алмазоподобные TorqTite, Balimed DLC (a-C:H), Balimed C (a-C:H:W - карбид вольфрама/углерод), Gold-Tite (0.7 мкм Au), TiO2, TiN, TiC, TiCN, Au, SiC, WC, ионы серебра и меди, Teflon, Parylene N, PEEK, PTFE и некоторые другие. Толщина наносимых покрытий, в основном, составляет 0,1-2,5 мкм, коэффициент трения, в среднем, 0,2. Методами нанесения покрытий являются - оксидирование

(анодирование), электрохимические процессы, физическое и химическое осаждения из газовой и паровой фазы (PVD, PACVD), радиочастотное плазменное осаждение и другие.

Применяемые для винтов алмазоподобные покрытия являются аморфными или аморфно-кристаллическими, гидрированными (содержание водорода составляет 5-35 атомных %), могут быть легированы другими материалами. Известно, что аморфное расположение атомов в алмазоподобных покрытиях, содержащих значительную долю sp^3 связей (70-100 %) обеспечивает низкий коэффициент трения, высокую твердость, химическую инертность, диэлектрические свойства (покрытия могут включать небольшую долю sp^2 связей). Кроме этого, алмазоподобные покрытия имеют лучшие свойства по биосовместимости, по сравнению с титаном [66, 67]. Важно отметить, что эффективность алмазоподобных покрытий по сопротивлению деформации при затягивании винта, не является однозначной, так как такие покрытия под нагрузкой всегда проминаются в «мягкие» и пластичные титановые сплавы. Применяемые за рубежом алмазоподобные покрытия наносятся только в вакууме, время осаждения - более 30 минут, без учета подготовки вакуума [68].

Традиционные покрытия, наиболее часто используемые в промышленности и наносимые в вакууме методами PVD, а именно, TIN, TiC, TiCN по своим физико-механическим, трибологическим свойствам и биосовместимости уступают алмазоподобным покрытиям [69]

Для винтов разработано покрытие на основе карбида кремния (SiC), наносимое в вакууме методом ионно-плазменного напыления с использованием испарения кремнийорганического соединения - гексаметилциклотрисилоксана [70, 71]. Покрытие обладает вЫСокой химической инертностью, радиационной стойкостью, однородностью, износостойкостью, высокой биосовместимостью, хорошей барьерной функцией и низкой адгезией микроорганизмов [72]. Известны также аналогичные покрытия на основе SiC, наносимые в стоматологии при атмосферном давлении с использованием малогабаритного оборудования [73]. В последние годы такие покрытия активно исследуются для применения в дентальной имплантологии [74].

Винты с медным, серебряным и медно-серебряным покрытиями, наносимые в вакууме методом физического осаждения из паровой фазы, приобретают антибактериальные свойства, уменьшают коэффициент трения и сдерживают коррозионные процессы. Для нанесения данных покрытий используется высоковакуумная испарительная камера с турбомолекулярным насосом [75].

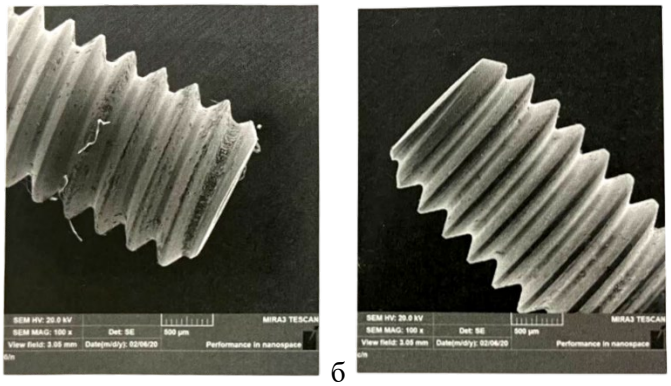
Все рассмотренные выше покрытия наносятся в условиях промышленных предприятий на сложном крупногабаритном вакуумном оборудований, имеют разнообразные свойства и в отдельных случаях малоэффективны, поэтому разработка новых материалов покрытий и технологий их нанесения является актуальной задачей.

Покрытие BioPateks

Для имплантатов, абатментов и вертикальных винтов разработано алмазоподобное покрытие BioPateks системы a-C:H/a-SiC-Ag, которое наносится с использованием холодной атмосферной плазмы при использовании малогабаритного оборудования [76]. Аналогичные плазменные процессы в стоматологии уже находят применение за рубежом [77]. Покрытие BioPateks может наноситься как в клинических и лабораторных, так и промышленных условиях с одновременной плазменной стерилизацией и адаптироваться к конкретному стоматологическому применению для обеспечения синергетического баланса между своими свойствами. Покрытие является аморфно-кристаллическим, залечивает дефекты поверхностного слоя (трещины, следы от предшествующих операций, поры и др.), является барьером для выхода дислокаций и ионов токсичных элементов. В связи с присутствием в покрытии серебра обеспечивается эффективная антибактериальная защита, способствующая ограничению или предотвращению адгезии и колонизации микроорганизмами, и соответственно, уменьшающая вероятность развития периимплантита.

С целью металлографического изучения среднестатистического винта без покрытия и с покрытием BioPateks проводились исследования с использованием сканирующего электронного микроскопа сверхвысокого разрешения (FEG SEM) – Mira 3 LM (TESCAN ORSAY HOLDING, Чехия). Выборочно из одной партии винтов отечественного производства были выбраны два винта, на один из которых нанесено покрытие BioPateks. Фотографии винтов и отдельных участков их поверхности при разном увеличении представлены на рис. 4 и 5.

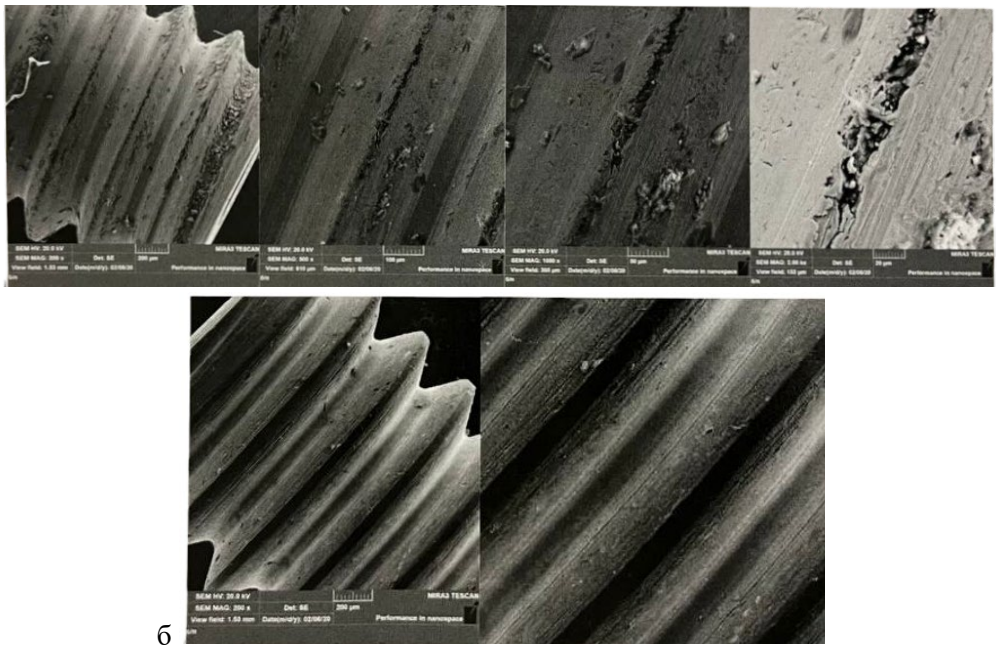
Номер свидетельства: ЭЛ № ФС 77 — 76345 от 02.08.2019, выдан Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций



а б

Рис. 4. Микрофотографии резьбовой поверхности: а - без покрытия, б - после нанесения покрытия BioPateks

Fig. 4. Micrographs of the threaded surface: a - without coating, b - after coating BioPateks



а

б

Рис. 5. Микрофотографии резьбовой поверхности винтов с разным увеличением: а - до нанесения покрытия, б - после нанесения покрытия BioPateks

Fig. 5. Micrographs of the threaded surface of screws with different magnification: a - before coating, b - after coating BioPateks

Анализ исходной резьбовой поверхности винтов выявил наличие дефектов в виде углублений, вырывов, налинаний частиц, образовавшихся от предшествующих технологических операций изготовления. Необходимо отметить, что при использовании таких винтов все налишшие частицы при закручивании в имплантат за счет трения будут стираться и попадать внутрь имплантата. Резьбовая поверхность с покрытием BioPateks значительно меньше имеет налипших частиц и дефектов поверхности, что объясняется воздействием плазменного газодинамического потока при нанесении покрытия, его осаждением в дефектные зоны и наведению сжимающих остаточных напряжений, которые способствуют схлопыванию микротрещин. При этом нало учитывать, что качество поверхности зависит от толщины покрытия, которая требует оптимизации.

Для сравнения на рис. 6 показаны резьбовые поверхности винтов импортного производства, на которых видны следы борозл от инструмента, используемого при изготовлении [78, 79]. Известно, что практически всегда наличие борозд, царапин и других дефектов поверхности снижает усталостную прочность, особенно в условиях постоянной нагрузки растяжения и фреттинг-коррозии.

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. №10 Issue Doi: 10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10 E-ISSN 2686-6838

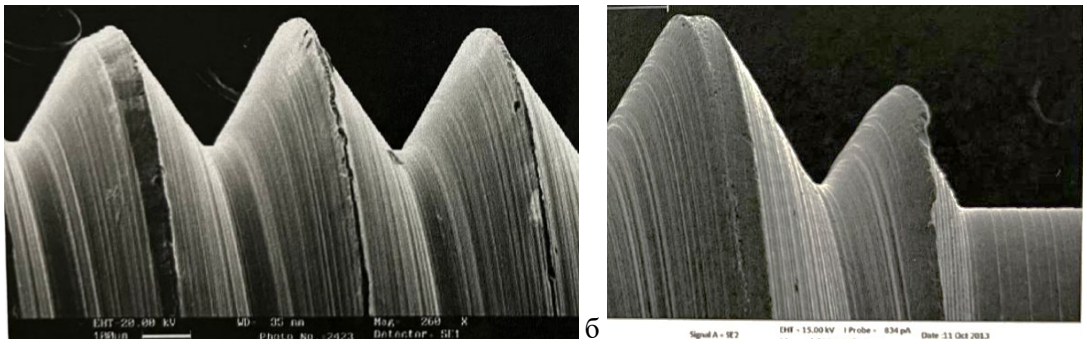


Рис. 6. Микрофотографии резьбовой поверхности винтов импортного производства: а - [78], 6 - [79]

Fig. 6. Micrographs of the threaded surface of imported screws: ah - [78], 6 - [79]

Сравнительный анализ микрофотографий поверхности до и после нанесения покрытия BioPateks при повышенном увеличении демонстрирует полное залечивание дефектной поверхности (рис. 7).

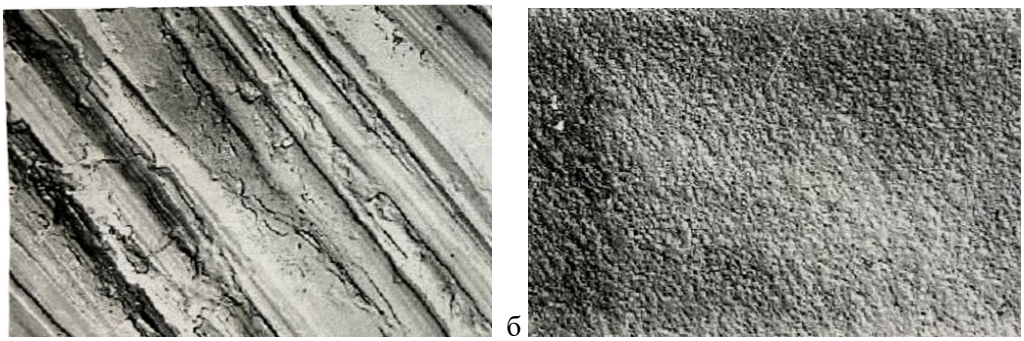


Рис. 7. Вид одной и той же поверхности до нанесения (а) и после нанесения покрытия толщиной 1 мкм (б), полученные при увеличении (× 5000)

Fig. 7. View of the same surface before application (a) and after coating with a thickness of 1 microns (b), obtained at magnification (× 5000)

Определение предела прочности при статических испытаниях на растяжение по ГОСТ 1497-84 проводились с использованием разрывной машины Ouasar 50 (SCHÜTZ+LICHT Prüftechnik GmbH) при скорости деформации 0,15 мм/с. Разрушение 3-х модельных образцов из титанового сплава ВТ6 с покрытием BioPateks показало среднестатистическое увеличение предела прочности на 15% по отношению к аналогичным образцам без покрытия.

Увеличение предела прочности и, соответственно, предела текучести исходного материала винта позволяет увеличить усилие предварительной затяжки абатмента к имплантату также на 15%.

Трибологические испытания и определение коэффициента трения проводились для близкого по составу покрытия TriboPateks, которое также как и покрытие BioPateks является твердосмазочным и многослойным (покрытие имеет более 50-и слоев) [80]. Как показали исследования, для образцов с покрытием коэффициент трения может достигать значения 0,15. Уменьшение коэффициента трения обеспечивает повышенное усилие предварительной затяжки контактных поверхностей абатмента и имплантата, снижает возможность ослабления винтов и нарушение герметичности при воздействии как статических, так и циклических нагрузок и вибрации. При этом известно, что повышенное усилие предварительной затяжки улучшает усталостную прочность винта [81]. Важно отметить, что покрытие BioPateks может наноситься одновременно на поверхности трения винта и абатмента.

При трении в узле сопряжения винт-абатмент-имплантат образуются продукты износа в виде частиц оксида титана, которые являются абразивным материалом. Это возможно, как после закручивания лабораторного, так и клинического винтов. В связи с этим проводились испытания образцов из титанового сплава с покрытием BioPateks на микроабразивный износ в соответствии с EN 1071-6:2007 с использованием прибора Tribotester 103. Полученный при испытаниях коэффициент износостойкости сравнивался с аналогичным

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

параметром, полученным для титанового образца без покрытия. Испытания проводились при использовании стальных шаров диаметром 30мм, абразивосодержащей суспензии на водной основе с монокристаллами синтетического алмаза диаметром 1 мкм. Нормальная нагрузка на образец составляла 0,1 Н. Условия испытаний: круговая скорость вращения шара 100 об/мин, время испытаний 120 с. В результате испытаний получен коэффициент износостойкости подложки Ks равный 14,95x10^{-13} м^{3}Н$^{-1}$м$^{-1}$. Аналогичные испытания с определением параметров износостойкости титанового сплава ВТ6 показали значение коэффициента износостойкости, равного 15,85x10^{-13}, м^{3}Н$^{-1}$м$^{-1}$.

Барьерные свойства покрытия BioPateks исследовались на атомно-абсорбционном спектрофотометре AAS 3 (Zeiss AG, Германия) и атомно-абсорбционном спектрометре КВАНТ-.ЭТА (Россия). Основная цель - определение содержания ионов алюминия и ванадия, переходящих в модельную среду из титанового сплава ВТ6 (Grade 5) при использовании и отсутствии покрытия BioPateks (табл. 2). Методика и условия испытаний - время экспозиции - 14 суток при температуре 37±1°С, модельная среда - 0,9% раствор хлористого натрия, соотношение площади образца (см^2) и модельной среды (мл) - 1:5 см^2/мл [82]. Допустимая концентрация алюминия и ванадия принималась из нормативных материалов [83].

Таблица 2

Результаты атомно-абсорбционного анализа образцов с покрытием BioPateks

Table 2

Results of atomic absorption analysis of samples coated with BioPateks

Контролируемый элемент	Содержание ионов алюминия и ванадия в модельной среде, мг/л		
	Норма по гигиеническим нормативам	ВТ-6	ВТ6+BioPateks
Алюминий	0,5	0,09	0,05
Ванадий	0,1	0,02	менее 0,01

Исследования показали, что покрытие BioPateks, нанесенное на титановый сплав ВТб, уменьшает выход токсичных ионов ванадия и алюминия в модельную среду практически в 2 раза. При этом барьерные свойства зависят от толщины наносимого покрытия (в данном исследовании толщина покрытия составляла 0,5 мкм).

Для вертикальных винтов основными физическими явлениями, связанными с условиями их эксплуатации и, соответственно, с медицинскими, материаловедческими и технологическими проблемами являются усталостная прочность и фреттинг-коррозия (фреттинг усталость, трибокоррозионное или биотрибокоррозионное разрушение). Применительно к этим явлениям были проведены испытания покрытия BioPateks в условиях динамической циклической нагрузки, обеспечивающей микроперемещения в условно неподвижном трибосопряжении - имплантат-абатмент-винт с использованием триботестера Tribotester 103 (рис. 8). Для исследований применялись по три комплекта с клиническими винтами без покрытия и с покрытием BioPateks. Предварительно проводилась стерилизация автоклавированием составных элементов и инструмента и сборка с соблюдением правил асептики. В обоих комплектах крутящий момент для затягивания винтов составлял 35 Нсм. Исследуемый комплект крепился в тисках регулируемого предметного столика, расположенного под углом 30 ° к оси нагрузки.

Позиционирование системы при испытаниях соответствовало ГОСТ Р ИСО 14801-2012. В качестве нагрузки использовался стальной шар диаметром 30 мм из стали ШХ15, который совершал вращательное движение с биением. Скорость вращения приводного вала составляла 100 об/мин. Испытания проводились при комнатной температуре длительность 48 часов.

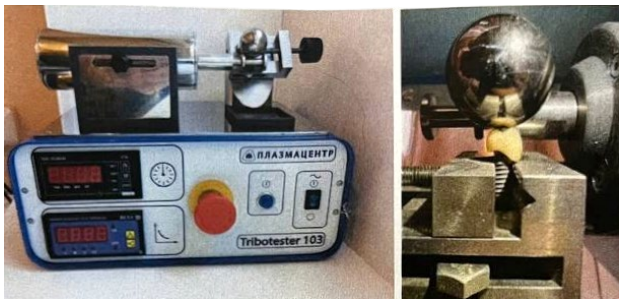


Рис. 8. Общий вид прибора Tribotester 103 с позиционирование имплантационной системы относительно нагрузки под углом 30 °

Fig. 8. General view of the Tribotester 103 device with positioning of the implantation system relative to the load at an angle of 30 °

2023. Vol. 25. №10 Issue Doi: 10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10 E-ISSN 2686-6838

После испытаний сопряженный узел разбирался, и поверхность винта наблюдали с помощью сканирующего электронного микроскопа. Сравнение микрофотографий резьбовой поверхности после испытаний показало наличие дефектных зон на винте без покрытия (следов истираний, вырывов и налипаний) и их отсутствие на винте с покрытием BioPateks (рис. 9).

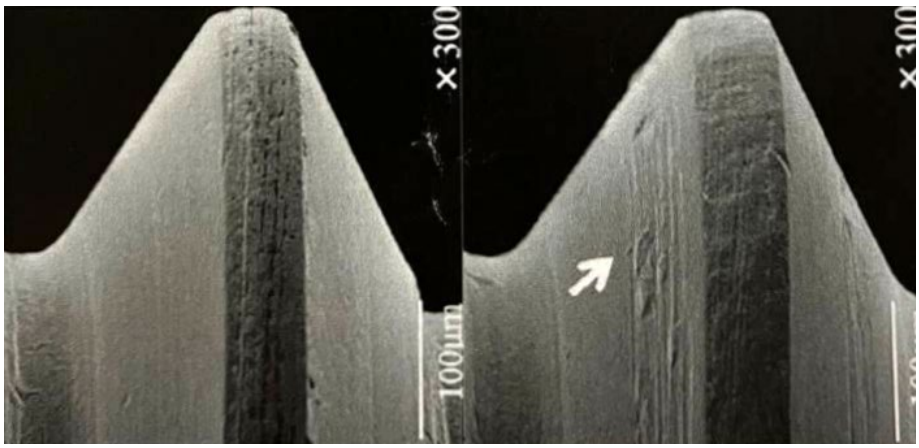


Рис. 9. Вид поверхности винта после испытаний, где а - с покрытием BioPateks, б - без покрытия

Fig. 9. View of the screw surface after testing, where a is coated with BioPateks, 6 is uncoated

Процесса нанесения покрытия BioPateks осуществлялся при атмосферном давлении с использованием процесса химического осаждения покрытий из паровой фазы при активации плазмой (рис. 10)

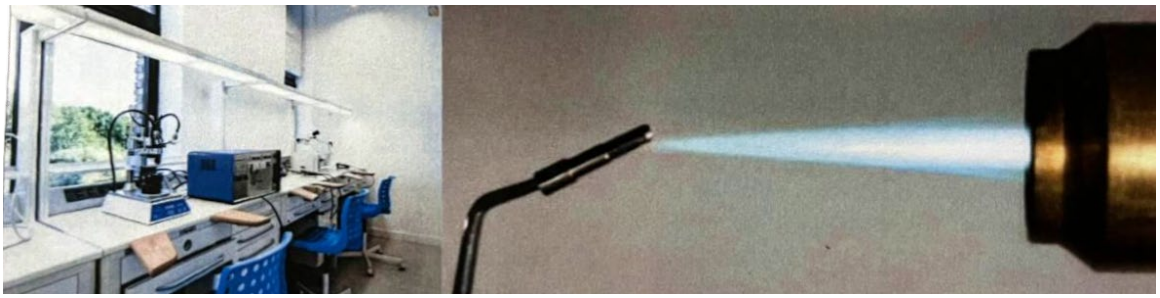


Рис. 10. Общий вид оборудования в дентальной лаборатории и процесс нанесения покрытия BioPateks на винт абатмента

Fig. 10. General view of the equipment in the dental laboratory and the process of applying the BioPateks coating on the abutment screw

Выводы

1. Надежность дентальной имплантационной системы (минимизация проблем с расшатыванием, откручиванием и поломкой вертикальных винтов абатментов, нарушением герметичности всей системы) зависит от оптимального усилия предварительной затяжки винта, которое при закручивании определяется не только крутящим моментом, заданным производителем, но и коэффициентами трения в резьбе и на опорной поверхности трибосопряжений.
2. Оптимальную величину усилия предварительной затяжки, равную 75-90% от усилия при пределе текучести материала винтов, нельзя достичь при использовании большинства применяемых винтов, что определяет необходимость в совершенствовании технологии их производства.
3. Одним из методов увеличения усилия предварительной затяжки является нанесение на наружную поверхность винта функционального покрытия на финишной стадии его изготовления или перед применением, которое прежде всего уменьшает коэффициенты трения в резьбе и на опорной поверхности.
4. Разработанное алмазоподобное покрытие BioPateks характеризуется не только минимальным коэффициентом трения, но и барьерными свойствами (уменьшающими

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

выход токсичных ионов ванадия и алюминия в полость рта), антибактериальными характеристиками (снижающими риск инфицирования за счет наличия в составе покрытия серебра). повышенным пределом прочности, сопротивлением микроабразивному износу, усталостной прочности и защитой от фреттинг-коррозии.

REFERENCES

[1]. Duddeck D., Maghaireh H., Faber F.J., Neugebauer J. SEM surface analyses of 120 sterile-packed implants. EDI Journal. 2014. - pp. 64-75
[2]. Ushakov A.I. Kratkij obzor doklada ob issledovanii poverhnostej 62 modelej implantatov razlichnyh proizvoditelej. Problemy stomatologii. 2014. № 5. - S. 4-10
[3]. Seddigh M.A., Mostafavi A.S. Implant Abutment Screw Loosening: A Review of Effective Factors. J. of Clinical and Diagnostic Research. 2019. № 8. pp. 6-9
[4]. Krishnan V., Tony T.C, Sabu I. Management of abutment screw loosening: review of literature and report of a case. J Indian Prosthodont Soc. 2014. 14(3). - pp. 208-214
[5]. Jung R.E., Zembic A., Pjetursson B.E., Zwahlen M., Thoma D.S. Systematic review of the survival rate and incidence of biological, technical and esthetic complications of single crown on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implant Res. 2012. 23 (Suppl. 6). - pp. 2-21
[6]. Papaspyridakos P., Chen C.J., Chuang S.K., Weber H.P., Gallucci O. A Systematic Review of Biologic and Technical Complications with Fixed Implant Rehabilitations for Edentulous Patients. The International journal of oral & maxillofacial implants. 2012. No 1. v. 27.-pp. 102-110
[7]. Gil F.J., Herrero-Climent M., La'zaro P., Rios J.V. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. J. Mater Sci: Mater Med. 2014. DOI 10.1007/s10856-014-5211-7
[8]. Nikitin S.G., Pervov Ju.Ju., Saleev R.A., Amhadova M.A. Vlijanie fiziko- himicheskih faktorov, voznikajushhih v jelementah implantacionnyh sistem, na central'nye vinty golovok pri reabilitacii pacientov v klinike ortopedicheskoj stomatologii. Rossijskij vestnik dental'noj implantologii. 2019. № 3-4. - S. 66-74
[9]. 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
[10]. Kulakov A.A., Badaljan V.A., Bagirov T.M. Sravnitel'naja ocenka jeffektivnosti dvuh metodov izvlechenija fragmentov vintov iz dental'nyh implantatov (in vitro). Stomatologija. 2018. № 2 (97). - S. 25-26
[11]. Ivanov S.Ju., Solodkaja D.V., Kozlovskij V.S., Solodkij V.G., Muraev A.A. Issledovanie germetichnosti konstrukcii implantat-abatment-vint kreplenija sistem implantatov Liko, Liko-M. 2012. № 6. - S. 222-226 Nano-Liko. Sovremennye problemy nauki i obrazovanija.
[12]. Majborodin I.V., Shevela A.A., Toder M.S., Shevela A.I. Osobennosti vzaimodejstvija dental'nyh implantatov s zhivymi tkanjami i sovremennye metody pridanija antibakterial'nyh svojstv materialam dlja implantacii. Rossijskaja stomatologija. 2017. № 4. - S. 32-40
[13]. Kollerov M.Ju., Spektor V.S., Mamonov A.M., Skvorcova S.V., Gusev D.E., Gurtovaja G.V. Problemy i perspektivy titanovyh splavov v medicine. Titan. 2015.№2.- S. 42-53
[14]. Jemat A., Ghazali M.J., Razali M., Otsuka Y. Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International. 2015. - 11 p.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

[1]. Duddeck D., Maghaireh H., Faber F.J., Neugebauer J. SEM surface analyses of 120 sterile-packed implants. EDI Journal. 2014. - pp. 64-75
[2]. Ушаков А.И. Краткий обзор доклада об исследовании поверхностей 62 моделей имплантатов различных производителей. Проблемы стоматологии. 2014. № 5. - С. 4-10
[3]. Seddigh M.A., Mostafavi A.S. Implant Abutment Screw Loosening: A Review of Effective Factors. J. of Clinical and Diagnostic Research. 2019. № 8. pp. 6-9
[4]. Krishnan V., Tony T.C, Sabu I. Management of abutment screw loosening: review of literature and report of a case. J Indian Prosthodont Soc. 2014. 14(3). - pp. 208-214
[5]. Jung R.E., Zembic A., Pjetursson B.E., Zwahlen M., Thoma D.S. Systematic review of the survival rate and incidence of biological, technical and esthetic complications of single crown on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implant Res. 2012. 23 (Suppl. 6). - pp. 2-21
[6]. Papaspyridakos P., Chen C.J., Chuang S.K., Weber H.P., Gallucci O. A Systematic Review of Biologic and Technical Complications with Fixed Implant Rehabilitations for Edentulous Patients. The International journal of oral & maxillofacial implants. 2012. No 1. v. 27.-pp. 102-110
[7]. Gil F.J., Herrero-Climent M., La'zaro P., Rios J.V. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. J. Mater Sci: Mater Med. 2014. DOI 10.1007/s10856-014-5211-7
[8]. Никитин С.Г., Первов Ю.Ю., Салеев Р.А., Амхадова М.А. Влияние физико- химических факторов, возникающих в элементах имплантационных систем, на центральные винты головок при реабилитации пациентов в клинике ортопедической стоматологии. Российский вестник дентальной имплантологии. 2019. № 3-4. - С. 66-74
[9]. 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
[10]. Кулаков А.А., Бадалян В.А., Багиров Т.М. Сравнительная оценка эффективности двух методов извлечения фрагментов винтов из дентальных имплантатов (in vitro). Стоматология. 2018. № 2 (97). - С. 25-26
[11]. Иванов С.Ю., Солодкая Д.В., Козловский В.С., Солодкий В.Г., Мураев А.А. Исследование герметичности конструкции имплантат-абатмент-винт крепления систем имплантатов Лико, Лико-М. 2012. № 6. - С. 222-226 Нано-Лико. Современные проблемы науки и образования.
[12]. Майбородин И.В., Шевела А.А., Тодер М.С., Шевела А.И. Особенности взаимодействия дентальных имплантатов с живыми тканями и современные методы придания антибактериальных свойств материалам для имплантации. Российская стоматология. 2017. № 4. - С. 32-40
[13]. Коллеров М.Ю., Спектор В.С., Мамонов А.М., Скворцова С.В., Гусев Д.Е., Гуртовая Г.В. Проблемы и

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

[15]. Wentaschek S., Hartmann S., Lehmann K. Preload and Coefficient of Friction of an Implant Abutment Complex. July 2010. Conference: IADR General Session 2010
[16]. Olmedo D.G., Tasat D.R., Duffy G., Guglielmotti M.B., Cabrini R.L. The Issue of Corrosion in Dental Implants: a Review. Acta Odontol. Latinoam. 2009. No 1. v. 22. - pp 3-9
[17]. Corne P., March P., Cleymand F., Geringer J. Fretting-corrosion behavior on dental implant connection in human saliva. J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 2019. No 6 (94). - pp. 86-92
[18]. Shemtov-Yona K., Rittel D. Fatigue failure of dental implant simulated intraoral media. J. of the mechanical behavior of biomedical materials. 2016. 62. - pp. 636-644
[19]. Yokoyamaa K., Ichikawab T., Murakamic H., Miyamotod Y., Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. Biomaterials. 2002. 23. - pp. 2459-2465
[20]. York R. Characterization of Micro-Machining of Dental Screws and Ottawa, Canada. 2017. - 100 p. Abutments.
[21]. York R., Doumit M., Nganbe M., Helal A. Study of mechanical properties of micromachined dental implants. Canadian Metallurgical Quarterly. 2019. v. 58. № 1. - pp. 56-68
[22]. Duddeck D., Maghaireh H., Faber F.J., Neugebauer J. SEM surface analyses of 120 sterile-packed implants. EDI Journal. 2014. - pp. 64-75
[23]. Muradov M.A., Donskoj I.S., Podojnikov I.V. Vlijanie zagrjaznenija rez'by Vinta i shahty implantata razlichnymi veshhestvami na jeffektivnost' vintovogo soedinenija. Medicinskij alfavit. 2017. № 11. t № 2. Stomatologija. - S. 52-54
[24]. Olesova V.N., Uzunjan N.A., Ivanov A.S., Shmatov K.V., Lerner A.Ja., Zaslavskij R.S. Himiko-mehanicheskie parametry sovremennyh dental'nyh implantatov. Rossijskij vestnik dental'noj implantologii. 2018. № 1-2(39-40). - S. 4-7
[25]. Vasil'eva T.M. Plazmohimicheskie tehnologii v biologii i medicine: sovremennoe sostojanie problemy. Tonkie himicheskie tehnologii. 2015. T. 10. № 2. - C. 5-19
[26]. Dimitrovich D.A., Bychkov A.I., Ivanov V.A. Vlijanie fizicheskih metodov obrabotki poverhnosti titana na rost kolonij kletok kostnoj biologicheskoj tkani. Prikladnaja fizika. 2009. № 2. - S. 35-43
[27]. Vélez J., Peláez J., López-Suárez C., Agustín-Panadero R., Tobar C., Suárez M.J. Influence of Implant Connection, Abutment Design and Screw Insertion Torque on Implant-Abutment Misfit. J. Clin. Med. 2020. No 9 (2365). - pp. 1-13
[28]. Rehder D. Vanadium. Its Role for Humans. Metal Ions in Life Sciences. 2013. No 11. - pp. 139-169
[29]. Egorov A.A., Drovosekov M.N., Aronov A.M., Rozhnova O.M., Egorova O.P. Sravnitel'naja harakteristika materialov, primenjaemyh B stomatologicheskoj implantacii. Bjulleten' sibirskoj mediciny. 2014. tom 13. № 6. – S. 41-47
[30]. Shugalej I.V., Garabadzhiu A.V., Iljushin M.A., Sudarikov A.M. Nekotorye aspekty vlijanija aljuminija i ego soedinenij na zhivye organizmy. Jekologicheskaja himija. 2012. № 3 (21). - S. 172-186
[31]. Harlamov O.V. Jekologija i toksikologija aljuminija. Gigiena i sanitarija. 2004. No 3.-C. 73-75
[32]. . Baj A.S., Lajner D.I., Slesareva E.N., Cypin M.I. Okislenie titana i ego splavov. M.: Metallurgija. 1970. - 320 s.
[33]. Vasil'ev M.A., Voloshko S.M., Jacenko L.F. Mehanohimicheskoe okislenie poverhnosti metallicheskih splavov pod dejstviem intensivnoj plasticheskoj deformacii. Uspehi fiz. met. 2014. t. 15. - S. 79-100\
[34]. Illarionov A.G., Popov A.A. Tehnologicheskie i jekspluatacionnye svojstva titanovyh splavov. 2014. Ekaterinburg: Izd-vo Ural. un-ta. - 137 s.

перспективы титановых сплавов в медицине. Титан. 2015.№2.- С. 42-53
[14]. Jemat A., Ghazali M.J., Razali M., Otsuka Y. Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International. 2015. - 11 p.
[15]. Wentaschek S., Hartmann S., Lehmann K. Preload and Coefficient of Friction of an Implant Abutment Complex. July 2010. Conference: IADR General Session 2010
[16]. Olmedo D.G., Tasat D.R., Duffy G., Guglielmotti M.B., Cabrini R.L. The Issue of Corrosion in Dental Implants: a Review. Acta Odontol. Latinoam. 2009. No 1. v. 22. - pp 3-9
[17]. Corne P., March P., Cleymand F., Geringer J. Fretting-corrosion behavior on dental implant connection in human saliva. J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 2019. No 6 (94). - pp. 86-92
[18]. Shemtov-Yona K., Rittel D. Fatigue failure of dental implant simulated intraoral media. J. of the mechanical behavior of biomedical materials. 2016. 62. - pp. 636-644
[19]. Yokoyamaa K., Ichikawab T., Murakamic H., Miyamotod Y., Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. Biomaterials. 2002. 23. - pp. 2459-2465
[20]. York R. Characterization of Micro-Machining of Dental Screws and Ottawa, Canada. 2017. - 100 p. Abutments.
[21]. York R., Doumit M., Nganbe M., Helal A. Study of mechanical properties of micromachined dental implants. Canadian Metallurgical Quarterly. 2019. v. 58. № 1. - pp. 56- 68
[22]. Duddeck D., Maghaireh H., Faber F.J., Neugebauer J. SEM surface analyses of 120 sterile-packed implants. EDI Journal. 2014. - pp. 64-75
[23]. Мурадов М.А., Донской И.С., Подойников И.В. Влияние загрязнения резьбы Винта и шахты имплантата различными веществами на эффективность винтового соединения. Медицинский алфавит. 2017. № 11. т № 2. Стоматология. - С. 52-54
[24]. Олесова В.Н., Узунян Н.А., Иванов А.С., Шматов К.В., Лернер А.Я., Заславский Р.С. Химико-механические параметры современных дентальных имплантатов. Российский вестник дентальной имплантологии. 2018. № 1-2(39-40). - С. 4-7
[25]. Васильева Т.М. Плазмохимические технологии в биологии и медицине: современное состояние проблемы. Тонкие химические технологии. 2015. Т. 10. № 2. - С. 5-19
[26]. Димитрович Д.А., Бычков А.И., Иванов В.А. Влияние физических методов обработки поверхности титана на рост колоний клеток костной биологической ткани. Прикладная физика. 2009. № 2. - С. 35-43
[27]. Vélez J., Peláez J., López-Suárez C., Agustín-Panadero R., Tobar C., Suárez M.J. Influence of Implant Connection, Abutment Design and Screw Insertion Torque on Implant-Abutment Misfit. J. Clin. Med. 2020. No 9 (2365). - pp. 1-13
[28]. Rehder D. Vanadium. Its Role for Humans. Metal Ions in Life Sciences. 2013. No 11. - pp. 139-169
[29]. Егоров А.А., Дровосеков М.Н., Аронов А.М., Рожнова О.М., Егорова О.П. Сравнительная характеристика материалов, применяемых В стоматологической имплантации. Бюллетень сибирской медицины. 2014. том 13. № 6. – С. 41-47
[30]. Шугалей И.В., Гарабаджиу А.В., Илюшин М.А., Судариков А.М. Некоторые аспекты влияния алюминия и его соединений на живые организмы. Экологическая химия. 2012. № 3 (21). - С. 172-186
[31]. Харламов О.В. Экология и токсикология алюминия. Гигиена и санитария. 2004. No 3.-С. 73-75

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

[35]. Dorofeeva E.S., Litvinenko D.S., Jankovskaja N.F., Amel'chenko N.A. Nekotorye osobennosti mehanicheskoj obrabotki titanovyh splavov. Reshetnikovskie chtenija. Materialy HHI MNPK. SibGAU im. M.F. Reshetneva. Krasnojarsk. 2017. ch. 1. - S. 494- 496
[36]. Obrabotka titana. Spravochnoe rukovodstvo kompanii ISCAR. - 60s., www.iscar.ru
[37]. Chan-Ik Park, Han-Cheol Choe, Chae-Heon Chung. Effects of Surface Coating on the Screw Loosening of Dental Abutment Screws. Metals and Materials International. 2004. v. 10, № 6. - pp. 549-553
[38]. Kollerov M.Ju., Spektor V.S., Mamonov A.M., Skvorcova S.V., Gusev D.E., Gurtovaja G.V. Problemy i perspektivy primenenija titanovyh splavov v medicine. Titan. 2015. № 2. - S. 42-53
[39]. Rodrigues D.C., Valderrama P., Wilson T.G., Palmer K., Thomas A., Sridhar S., Adapalli A., Burbano M., Wadhwani C. Titanium Corrosion Mechanisms in the Oral Environment: A Retrieval Study. Materials. 2013. № 6. - pp. 5258-5274
[40]. Topoljanskij P.A. Povyshenie stojkosti v uslovijah fretting-korrozii jelementov turbogeneratorov putem plazmennogo napylenija zashhitnogo pokrytija. Korrozija metallov pod naprjazheniem i metody zashhity. 1989. t. 2. L'vov. - S. 136-137
[41]. 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 27-28.03.2001. SPb. Izd. SPbGTU. 2001 - S. 44-51
[42]. Tudakova N.M. Fretting-korrozija i konstruktorsko-tehnologicheskie sposoby ee predotvrashhenija. Tr. Kongressa «Velikie reki». 2018. Nizhnij Novgorod. - S. 1-8
[43]. Novikov S.V., Tamazov I.D., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. Frettingostojkie pokrytija titanovyh dental'nyh implantatov i vintov abatmentov. Tendencii razvitija nauki i obrazovanija. 2018. № 44. Chast' 7. - S. 61-67
[44]. Olmedo M.M., Godino F.J.I, Liétor P.F., Iglesias F.A.C., Cobos J.M. Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings. Engineering Failure Analysis. 2017. 82 - pp. 657-665
[45]. Savich V.V., Saroka D.I., Kiselev M.G., Makarenko M.V. Modifikacija poverhnosti titanovyh implantatov i ee vlijanie na ih fiziko-himicheskie i biomehanicheskie parametry v biologicheskih sredah. Minsk: Belarus. Navuka. 2012. - 244 s.
[46]. Xue T., Attarilar S., Liu S., Liu J., Song X., Li L., Zhao B., Tang Y. Surface Modification Techniques of Titanium and its Alloys to Functionally Optimize Their Biomedical Properties: Thematic Review. 2020.
[47]. Jemat A., Ghazali M.J., Razali M., Otsuka Y. Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. BioMed Research International. 2015.
[48]. Tong Xue, Shokouh Attarilar, Shifeng Liu, Jia Liu, Xi Song, Lanjie Li, Beibei Zhao and Yujin Tang. Surface Modification Techniques of Titanium and its Alloys to Functionally Optimize Their Biomedical Properties: Thematic Review. Front. Bioeng. Biotechnol. 2020. No 8. - pp. 1-19
[49]. Saliba F.M., Cardoso M., Torres M.F., Teixeira A. C., Lourenco E.J.V., Telles D.M. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. J. Appl Oral Sci. 2011. No 1. (19). - pp. 63-70
[50]. SKY Implant System, https://www.bredent-implants.com

[32]. . Бай А.С., Лайнер Д.И., Слесарева Е.Н., Цыпин М.И. Окисление титана и его сплавов. М.: Металлургия. 1970. - 320 с.
[33]. Васильев М.А., Волошко С.М., Яценко Л.Ф. Механохимическое окисление поверхности металлических сплавов под действием интенсивной пластической деформации. Успехи физ. мет. 2014. т. 15. - С. 79-100\
[34]. Илларионов А.Г., Попов А.А. Технологические и эксплуатационные свойства титановых сплавов. 2014. Екатеринбург: Изд-во Урал. ун-та. - 137 с.
[35]. Дорофеева Е.С., Литвиненко Д.С., Янковская Н.Ф., Амельченко Н.А. Некоторые особенности механической обработки титановых сплавов. Решетниковские чтения. Материалы XXI МНПК. СибГАУ им. М.Ф. Решетнева. Красноярск. 2017. ч. 1. - С. 494- 496
[36]. Обработка титана. Справочное руководство компании ISCAR. - 60с., www.iscar.ru
[37]. Chan-Ik Park, Han-Cheol Choe, Chae-Heon Chung. Effects of Surface Coating on the Screw Loosening of Dental Abutment Screws. Metals and Materials International. 2004. v. 10, № 6. - pp. 549-553
[38]. Коллеров М.Ю., Спектор В.С., Мамонов А.М., Скворцова С.В., Гусев Д.Е., Гуртовая Г.В. Проблемы и перспективы применения титановых сплавов в медицине. Титан. 2015. № 2. - С. 42-53
[39]. Rodrigues D.C., Valderrama P., Wilson T.G., Palmer K., Thomas A., Sridhar S., Adapalli A., Burbano M., Wadhwani C. Titanium Corrosion Mechanisms in the Oral Environment: A Retrieval Study. Materials. 2013. № 6. - pp. 5258-5274
[40]. Тополянский П.А. Повышение стойкости в условиях фреттинг-коррозии элементов турбогенераторов путем плазменного напыления защитного покрытия. Коррозия металлов под напряжением и методы защиты. 1989. т. 2. Львов. - С. 136-137
[41]. 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 27-28.03.2001. СПб. Изд. СПбГТУ. 2001 - С. 44-51
[42]. Тудакова Н.М. Фреттинг-коррозия и конструкторско-технологические способы ее предотвращения. Тр. Конгресса «Великие реки». 2018. Нижний Новгород. - С. 1-8
[43]. Новиков С.В., Тамазов И.Д., Тополянский П.А., Тополянский А.П. Фреттингостойкие покрытия титановых дентальных имплантатов и винтов абатментов. Тенденции развития науки и образования. 2018. № 44. Часть 7. - С. 61-67
[44]. Olmedo M.M., Godino F.J.I, Liétor P.F., Iglesias F.A.C., Cobos J.M. Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings. Engineering Failure Analysis. 2017. 82 - pp. 657-665
[45]. Савич В.В., Сарока Д.И., Киселев М.Г., Макаренко М.В. Модификация поверхности титановых имплантатов и ее влияние на их физико-химические и биомеханические параметры в биологических средах. Минск: Беларус. Навука. 2012. - 244 с.
[46]. Xue T., Attarilar S., Liu S., Liu J., Song X., Li L., Zhao B., Tang Y. Surface Modification Techniques of Titanium and its Alloys to Functionally Optimize Their Biomedical Properties: Thematic Review. 2020.

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

[51]. Kragel'skij I.V. Uzly trenija mashin. Mashinostroenie. 1984. - 280 s.
[52]. Xiao H., Yang Y., Liu Z., Taylor T.D. Opinions Regarding Reuse or Replacement of Implant Prosthesis Retaining Screws: A Systematic Review. Source: International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2017. v. 32. No 5. - pp. 985-991
[53]. Guzaitis KLet al. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. J. Prosthet Dent. 2011. 106. - pp. 159-169
[54]. Elias C.N., Figueira D.C., Rios P.R. Influence of the coating material on the loosing of dental implant abutment screw joints. Materials Science and Engineering C. 2006. No 26. - pp. 1361-1366
[55]. Wentaschek S., Hartmann S., Lehmann K., Scheller H. Reibungskoeffizient und Vorspannung bei Implantat-Abutment-Schraubenverbindungen. Scienific Book SKY Meeting 2012. - s. 54-55
[56]. Lang L.A., Kang B., Wang R.F., Lang B.R. Finite element analysis to determine implant preload. J. Prosthet Dent. 2003. No 90. - pp. 539-546
[57]. Waldhauser W., Lackner J.M., Kot M., Major B. Dry and ringer solution lubricated tribology of thin osseoconductive metal oxides and diamond-like carbon films. Archives of metallurgy and materils. 2015. v. 60. No 3. - pp. 2139-2144
[58]. Corazza PH., Silva AdeM., Queiroz JRC, Marocho SMS, Bottino MA. Carbon film coating of abutment surfaces: effect on the abutment screw removal torque. Implant dentistry. 2014. v. 23 No 4. - pp. 434-438
[59]. Socas J., Diez V., Brigagão V.C., Cunha L.G., Neves A., Silva-Concílio L. Influence of Diamondlike Carbon - Coated Screws on the Implant-Abutment Interface. 2012. v. 27. No 5. - pp. 1-6
[60]. Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. J. Oral Rehabil. 2005. No 5 - pp. 346-350
[61]. Park C., Choe H., Chung C. Effects of Surface Coating on the Screw Loosening of Dental Abutment Screws. Metals and Materials International. 2004. v. 10. No 6. - pp. 549-553
[62]. Vizer I, Maia C, Fuchs F, Liechti M, Heuberger P. Development of a test model to evaluate the pre-load of screw-retained dental implant systems. European Cells and Materials. 2014. 27 (Suppl. 2):16
[63]. Bordin D., Coelho P.G., Bergamo E.T.P., Bonfante E.A., Witek L., Cury A.A. The effect of DLC-coating deposition method on the reliability and mechanical properties of abutment's screws. Dent Mater. 2018. Jun. 34 (6). - pp. 128-137
[64]. Kannan A., Venugopalan S., Ganapathy D.M. Effect of Coated Surfaces influencing Screw Loosening in Implants: A Systematic Review and Meta-analysis. World Journal of Dentistry, November-December 2017. No 8(6). - pp. 496-502
[65]. Diez J.S. V., Brigagão V.C., Cunha L.G, Neves A.C.C., Silva-Concílio L.R. Influence of Diamondlike Carbon-Coated Screws on the Implant-Abutment Interface. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2012. v. 27, No 5. - pp. 1-6
[66]. Kazbanov V.V., Batalov M.S., Vishnevskij A.A. Osobennosti biosovmestimosti i perspektivy primenenija titanovyh implantatov s almazopodobnymi pokrytijami na osnove modificirovannogo ugleroda. Problemy zdorov'ja i jekologii. 2015. No 2. - S. 16-23
[67]. Novikov S.V., Tamazov I.D., Matveev A.I., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. Optimizacija poverhnosti titanovyh dental'nyh implantatov splava Grade 5 bar'ernym
[47]. Jemat A., Ghazali M.J., Razali M., Otsuka Y. Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. BioMed Research International. 2015.
[48]. Tong Xue, Shokouh Attarilar, Shifeng Liu, Jia Liu, Xi Song, Lanjie Li, Beibei Zhao and Yujin Tang. Surface Modification Techniques of Titanium and its Alloys to Functionally Optimize Their Biomedical Properties: Thematic Review. Front. Bioeng. Biotechnol. 2020. No 8. - pp. 1-19
[49]. Saliba F.M., Cardoso M., Torres M.F., Teixeira A. C., Lourenco E.J.V., Telles D.M. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. J. Appl Oral Sci. 2011. No 1. (19). - pp. 63-70
[50]. SKY Implant System, https://www.bredent-implants.com
[51]. Крагельский И.В. Узлы трения машин. Машиностроение. 1984. - 280 с.
[52]. Xiao H., Yang Y., Liu Z., Taylor T.D. Opinions Regarding Reuse or Replacement of Implant Prosthesis Retaining Screws: A Systematic Review. Source: International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2017. v. 32. No 5. - pp. 985-991
[53]. Guzaitis KLet al. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. J. Prosthet Dent. 2011. 106. - pp. 159-169
[54]. Elias C.N., Figueira D.C., Rios P.R. Influence of the coating material on the loosing of dental implant abutment screw joints. Materials Science and Engineering C. 2006. No 26. - pp. 1361-1366
[55]. Wentaschek S., Hartmann S., Lehmann K., Scheller H. Reibungskoeffizient und Vorspannung bei Implantat-Abutment-Schraubenverbindungen. Scienific Book SKY Meeting 2012. - s. 54-55
[56]. Lang L.A., Kang B., Wang R.F., Lang B.R. Finite element analysis to determine implant preload. J. Prosthet Dent. 2003. No 90. - pp. 539-546
[57]. Waldhauser W., Lackner J.M., Kot M., Major B. Dry and ringer solution lubricated tribology of thin osseoconductive metal oxides and diamond-like carbon films. Archives of metallurgy and materils. 2015. v. 60. No 3. - pp. 2139-2144
[58]. Corazza PH., Silva AdeM., Queiroz JRC, Marocho SMS, Bottino MA. Carbon film coating of abutment surfaces: effect on the abutment screw removal torque. Implant dentistry. 2014. v. 23 No 4. - pp. 434-438
[59]. Socas J., Diez V., Brigagão V.C., Cunha L.G., Neves A., Silva-Concílio L. Influence of Diamondlike Carbon - Coated Screws on the Implant-Abutment Interface. 2012. v. 27. No 5. - pp. 1-6
[60]. Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. J. Oral Rehabil. 2005. No 5 - pp. 346-350
[61]. Park C., Choe H., Chung C. Effects of Surface Coating on the Screw Loosening of Dental Abutment Screws. Metals and Materials International. 2004. v. 10. No 6. - pp. 549-553
[62]. Vizer I, Maia C, Fuchs F, Liechti M, Heuberger P. Development of a test model to evaluate the pre-load of screw-retained dental implant systems. European Cells and Materials. 2014. 27 (Suppl. 2):16
[63]. Bordin D., Coelho P.G., Bergamo E.T.P., Bonfante E.A., Witek L., Cury A.A. The effect of DLC-coating deposition method on the reliability and mechanical properties of abutment's screws. Dent Mater. 2018. Jun. 34 (6). - pp. 128-137
[64]. Kannan A., Venugopalan S., Ganapathy D.M. Effect of Coated Surfaces influencing Screw Loosening in Implants: A Systematic Review and Meta-analysis. World Journal of

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

steklokeramicheskim pokrytiem. Klinicheskaja stomatologija. 2021. t.24. No 2. - C. 29-36
[68]. Sipkin A.M., Dem'janova A.V., Careva T.V. Rezul'taty izuchenija adgezii mikroorganizmov k titanovym plastinam, ispol'zuemym pri osteosinteze kostej licevogo skeleta, v jeksperimente. Stomatologija. 2020. t. 99. No 5. - C. 7-1
[69]. Voronov I.A. Razrabotka, nauchnoe obosnovanie i vnedrenie v praktiku pokrytija nanokarbidom kremnija zubnyh i zubocheljustnyh protezov: dis. d.m.n. 2016. M.: - 210 c.
[70]. Patent na izobretenie RU 2284794 S2. Sposob protezirovanija pri otsutstvii koronkovoj chasti zuba. Letjatin E.V., Letjagina R.A., Hanov A.M. MPK A61S13/30 (2006.01) Zajavka: 2005100392/14, 11.01.2005. opubl. 10.10.2006
[71]. Novikov C.B., Tamazov I.D., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. Preimushhestva biosovmestimogo pokrytija Pateks dlja dental'nyh implantatov, paraklinicheskie issledovanija. Tendencii razvitija nauki i obrazovanija. 2019. N° 50. ch. 3. - C. 11-18
[72]. Olmedoa M.M., Godinoa F.J.I., Liétora P.F, Iglesiasa F.A.C., Caso de los Cobos J.M.G.Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings. Engineering Failure Analysis. 2017. 82. - pp. 657-665
[73]. Novikov C.B., Tamazov i.D., Topoljanskij 1.A., Topoljanskij A.P. Ispol'zovanie holodnoj atmosfernoj plazmy v stomatologii. Zdorov'e i obrazovanie v 21 veke. 2018, t. 20. No 1. - C. 124-127
[74]. Gherardi M., Tonini R., Colombo V. Plasma in Dentistry: Brief History and Current Status. Trends in Biotechnology. 2018. v. 36, N° 6. - pp. 583-585
[75]. Barbosa G.S., Silva-Neto J.P., Simamoto-Junior P.C., Neves F.D., Mattos M.G.C Ricardo Faria RIBEIR04. Evaluation of Screw Loosening on New Abutment Screws and After Successive Tightening. J. Braz Dent. 2011. No 1 (22). - pp. 51-55
[76]. Olmedo M.M., Godino F.J.I, Liétor P.F., Iglesias F.A.C., Cobos J.M. Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings. Engineering Failure Analysis. 2017. No 12. v. 82. - pp. 657-665
[77]. Kanaev A.T., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P., Ermakov S.A., Bijzhanov S.K., Reshotkina E.N. Sertifikacija materialov i pokrytij po tribologicheskim harakteristikam. Vestnik Evrazijskogo nacional'nogo universiteta im. L.N. Gumileva. Ser. Tehnicheskie nauki i tehnologii. 2018. No 2 (123). - S: 73-81
[78]. Woon-Jo Jeong, Jae-Cheol Cho. A Study on the DLC Film Coating for Improving Loosening Torque of Dental Implant Screw. The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers. 2018. v. 67. No 10. - pp. 1375-1381
[79]. Ermachenko L.A. Atomno-absorbcionnyj analiz v sanitarno-gigienicheskih issledovanijah. M.: 1997. - 207 s.
[80]. Predel'no dopustimye kolichestva himicheskih veshhestv, vydeljajushhihsja iz materialov, kontaktirujushhih s pishhevymi produktami: Gigienicheskie normativy 2.3.3.972-00. M.: 2000. - 55 s.

Dentistry, November-December 2017. No 8(6). - pp. 496-502
[65]. Diez J.S. V., Brigagão V.C., Cunha L.G, Neves A.C.C., Silva-Concílio L.R. Influence of Diamondlike Carbon-Coated Screws on the Implant-Abutment Interface. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2012. v. 27, No 5. - pp. 1-6
[66]. Казбанов В.В., Баталов М.С., Вишневский А.А. Особенности биосовместимости и перспективы применения титановых имплантатов с алмазоподобными покрытиями на основе модифицированного углерода. Проблемы здоровья и экологии. 2015. No 2. - С. 16-23
[67]. Новиков С.В., Тамазов И.Д., Матвеев А.И., Тополянский П.А., Тополянский А.П. Оптимизация поверхности титановых дентальных имплантатов сплава Grade 5 барьерным стеклокерамическим покрытием. Клиническая стоматология. 2021. т.24. No 2. - С. 29-36
[68]. Сипкин А.М., Демьянова А.В., Царева Т.В. Результаты изучения адгезии микроорганизмов к титановым пластинам, используемым при остеосинтезе костей лицевого скелета, в эксперименте. Стоматология. 2020. т. 99. No 5. - С. 7-1
[69]. Воронов И.А. Разработка, научное обоснование и внедрение в практику покрытия нанокарбидом кремния зубных и зубочелюстных протезов: дис. д.м.н. 2016. М.: - 210 с.
[70]. Патент на изобретение RU 2284794 C2. Способ протезирования при отсутствии коронковой части зуба. Летятин Е.В., Летягина Р.А., Ханов А.М. МПК A61C13/30 (2006.01) Заявка: 2005100392/14, 11.01.2005. опубл. 10.10.2006
[71]. Новиков С.В., Тамазов И.Д., Тополянский П.А., Тополянский А.П. Преимущества биосовместимого покрытия Pateks для дентальных имплантатов, параклинические исследования. Тенденции развития науки и образования. 2019. N° 50. ч. 3. - С. 11-18
[72]. Olmedoa M.M., Godinoa F.J.I., Liétora P.F, Iglesiasa F.A.C., Caso de los Cobos J.M.G.Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings. Engineering Failure Analysis. 2017. 82. - pp. 657-665
[73]. Новиков С.В., Тамазов и.Д., Тополянский 1.А., Тополянский А.П. Использование холодной атмосферной плазмы в стоматологии. Здоровье и образование в 21 веке. 2018, т. 20. No 1. - С. 124-127
[74]. Gherardi M., Tonini R., Colombo V. Plasma in Dentistry: Brief History and Current Status. Trends in Biotechnology. 2018. v. 36, N° 6. - pp. 583-585
[75]. Barbosa G.S., Silva-Neto J.P., Simamoto-Junior P.C., Neves F.D., Mattos M.G.C Ricardo Faria RIBEIR04. Evaluation of Screw Loosening on New Abutment Screws and After Successive Tightening. J. Braz Dent. 2011. No 1 (22). - pp. 51-55
[76]. Olmedo M.M., Godino F.J.I, Liétor P.F., Iglesias F.A.C., Cobos J.M. Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings. Engineering Failure Analysis. 2017. No 12. v. 82. - pp. 657-665
[77]. Канаев А.Т., Тополянский П.А., Тополянский А.П., Ермаков С.А., Бийжанов С.К., Решоткина Е.Н. Сертификация материалов и покрытий по трибологическим характеристикам. Вестник Евразийского национального университета им. Л.Н. Гумилева. Сер. Технические науки и технологии. 2018. No 2 (123). - С: 73-81
[78]. Woon-Jo Jeong, Jae-Cheol Cho. A Study on the DLC Film Coating for Improving Loosening Torque of Dental Implant

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

Screw. The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers. 2018. v. 67. No 10. - pp. 1375-1381
[79]. Ермаченко Л.А. Атомно-абсорбционный анализ в санитарно-гигиенических исследованиях. М.: 1997. - 207 с.
[80]. Предельно допустимые количества химических веществ, выделяющихся из материалов, контактирующих с пищевыми продуктами: Гигиенические нормативы 2.3.3.972-00. М.: 2000. - 55 с.

***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

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., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. VERTICAL TITANIUM SCREWS WITH MODIFIED COATING TO INCREASE THE RELIABILITY OF FIXATION AND STABILIZATION OF ABUTMENTS TO THE DENTAL IMPLANT PLATFORM // Medical & pharmaceutical journal “Pulse”. – 2023;25(10):62-80. http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10-62-80.

***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

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., Тополянский П.А., Тополянский А.П. ВЕРТИКАЛЬНЫЕ ТИТАНОВЫЕ ВИНТЫ С МОДИФИЦИРОВАННЫМ ПОКРЫТИЕМ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ НАДЕЖНОСТИ ФИКСАЦИИ И СТАБИЛИЗАЦИИ АБАТМЕНТОВ К ПЛАТФОРМЕ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ // Медико-фармацевтический журнал "Пульс". 2023;25(10):62-80. http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10-62-80.