

ФРЕТТИНГОСТОЙКИЕ ПОКРЫТИЯ ТИТАНОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ И ВИНТОВ АБАТМЕНТОВ

Новиков С.В., Тамазов И.Д., Тополянский П.А., Тополянский А.П.

Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.В. Павлова, Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, ООО «Плазмацентр», Санкт-Петербург, Россия

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.

FRETTING RESISTANT COATINGS OF THE DENTAL IMPLANTS AND ABUTMENT SCREWS

Novikov S.V., Tamazov I.D., Topolyanskiy P.A., Topolyanskiy A.P.

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.

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, не достаточно 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 R_a 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].

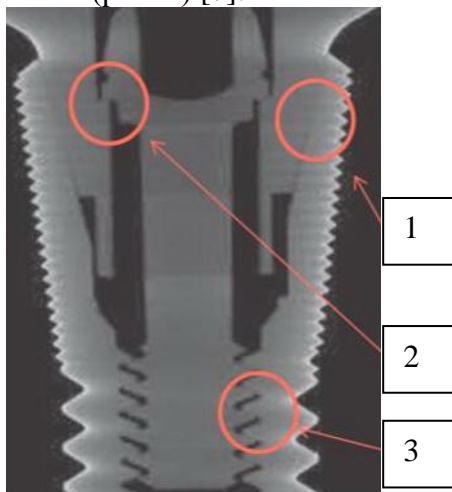


Рис. 1. Зоны фреттинг-коррозии имплантационной конструкции: 1 - зона наружная резьба винта - внутренняя резьба имплантата, 2 - зона упорная полка винта абатмента - упорная поверхность абатмента; 3 - зона наружная конусная поверхность абатмента - внутренняя конусная поверхность имплантата [7]

Причиной износа является использование деталей, изготовленных из одинакового титанового материала и образующих малоподвижное соединение в условиях действия циклических нагрузжений, 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 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 R_{pk} , R_k , R_{vk} (ISO 13565-2:1996) [11]. При этом, чем меньше сумма параметров $R_{pk}+R_k$, 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 нанопокровтий 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 просвечивающем 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.

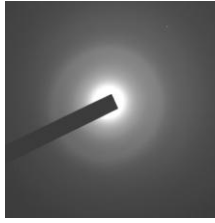


Рис. 2. Электронограмма выделенного участка покрытия BioPateks, характеризующая его аморфность

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).

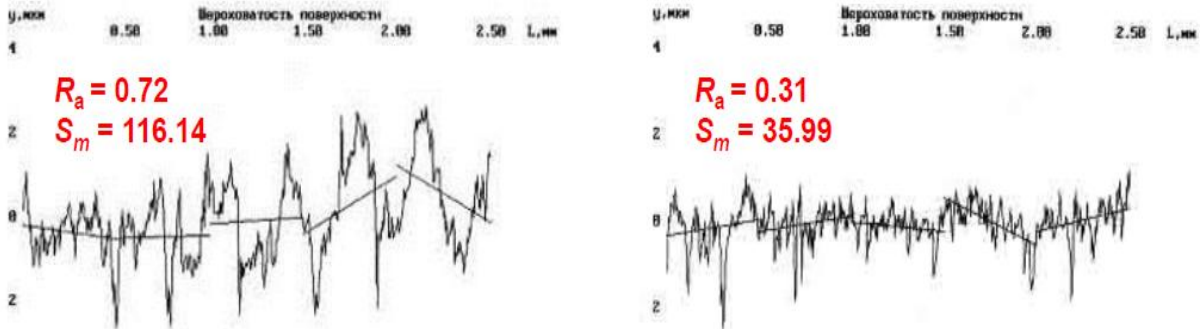


Рис. 3. Профилограммы поверхности, где а - до нанесения покрытия - $R_a=0,72$; $R_{max}=5,07$; $S_m=116,14$, б - после нанесения покрытия - $R_a=0,31$; $R_{max}=3,47$; $S_m=35,99$

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 R_{pk} , характеризующий высоту выступов изнашивающихся при приработке, уменьшился в 1,3 раза; параметр R_k , 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 R_k обеспечивает снижение длительности приработки поверхностей с покрытием, что уменьшает работу силы трения, температуру и интенсивность изнашивания в начальный период контактирования трущихся поверхностей.

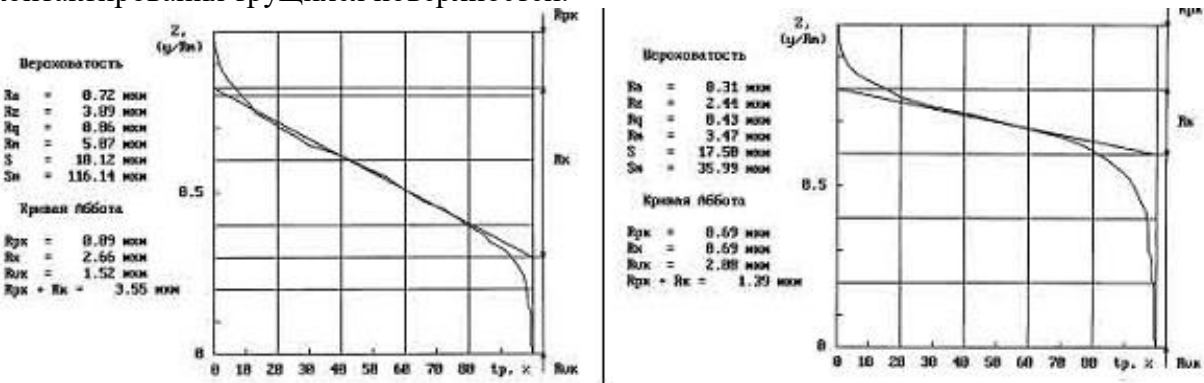


Рис. 4. Кривые опорной поверхности, где а - до нанесения покрытия, б - после нанесения покрытия

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

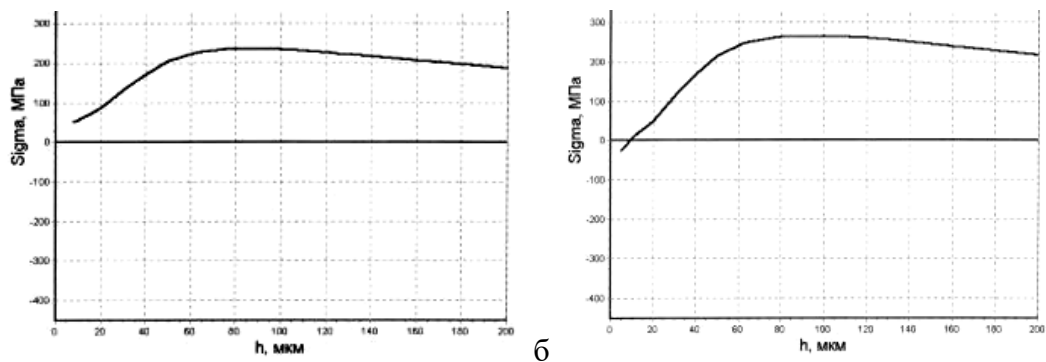


Рис. 5. Эпюры остаточных напряжений поверхности, где а - до нанесения покрытия (шлифованная поверхность с $R_a=0,32$ мкм), б - после нанесения покрытия

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).

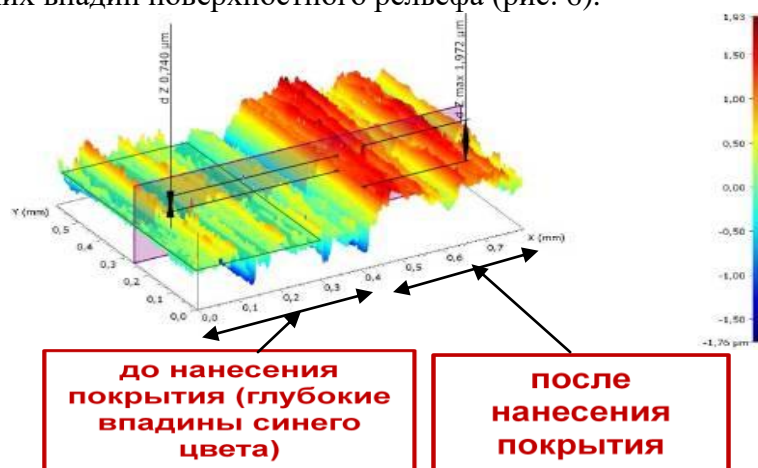


Рис. 6. Трехмерная топография поверхности покрытия BioPateks, где а - до нанесения покрытия видны глубокие впадины синего цвета, б - после нанесения покрытия впадины синего цвета исчезли

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.



Рис. 7. Установка ТЕСИС-116 для нанесения биосовместимых и фреттингостойких покрытий

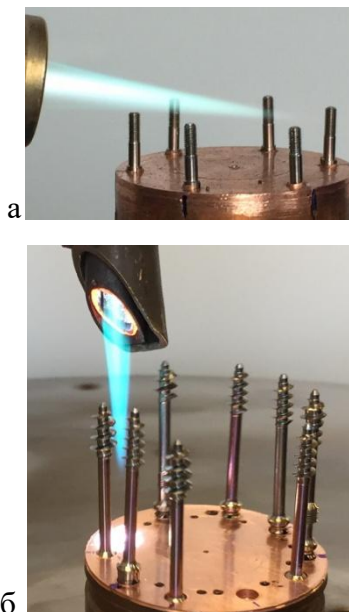


Рис. 8. Процесс нанесения покрытия Pateks на винты абатмента (а) и имплантаты (б)

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.

Литература

1. Chan-Ik Park, Nan-Cheol Choe, Chae-Neon 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., Солодка 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=Y292ZXJQYWdlOzMxOTMxODAzMDtBUzo1MzIzNjAwMTYxMzgYNDVAMTUwMzkzNTkyNjg5MA%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