Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
Институт машиноведения им. А.А. Благонравова
Российской академии наук

Межведомственный научный совет по трибологии

Ассоциация инженеров-трибологов России

при информационной поддержке журналов
«Трение и износ», «Проблемы машиностроения и надежности машин»,
«Сборка в машиностроении, приборостроении» и «Lubricants»

ТРИБОЛОГИЯ – МАШИНОСТРОЕНИЮ

XII Международная научно-техническая конференция, посвященная 80-летию ИМАШ РАН

Сборник трудов конференции

Proceedings of XII International scientific conference
"Tribology for Mechanical Engineering"
dedicated to the 80th anniversary of IMASH RAS

19-21 ноября 2018 года
Москва

УПРОЧНЕНИЕ РЕЗЬБОВЫХ ПОВЕРХНОСТЕЙ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ И ВИНТОВ АБАТМЕНТОВ

Тополянский П.А., Ермаков С.А., Тополянский А.П.

E-mail: info@plasmacentre.ru

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, ООО «Плазмацентр», Санкт-Петербург, Россия.

Рассмотрена актуальность использования упрочнения резьбовых поверхностей дентальных имплантатов и винтов абатментов с целью повышения их фреттинго-стойкости. Исследованы параметры шероховатости, гидрофильные свойства, остаточные напряжения, залечивание дефектов поверхности после нанесения покрытий Pateks (системы SiOCN) и BioPateks (системы Ag-SiOCN), наносимых методом финишного плазменного упрочнения (процесс PACVD).

Ключевые слова: дентальный имплантат, абатмент, фреттинг-коррозия, упрочнение, покрытие винта, резьба

REINFORCING OF THREADED SURFACES OF THE DENTAL IMPLANTS AND ABUTMENT SCREWS

Topolyansky P.A., Ermakov S.A., Topolyansky A.P.

The relevancy of using hardening of threaded surfaces of the dental implants and abutment screws to improve their fretting resistance has been considered. Roughness parameters, hydrophilic properties, residual stresses, healing of surface defects after application of Pateks (SiOCN systems) and BioPateks coatings (Ag-SiOCN systems) by the method of finish plasma hardening (PACVD process).

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

Осложнения после дентальной имплантации связаны не только с остеоинтеграцией имплантата, но и с низкой надежностью всей конструкции имплантат-абатмент-опорный винт. Наиболее ответственными за её надежность являются резьбовые поверхности имплантата и винта, износ которых ведет к ослаблению, выкручиванию, заклиниванию, перелому винта, раскрутке абатмента, образованию микрощелевого пространства для скопления микроорганизмов [1, 2]. При этом схватывание и поломка винта абатмента приводит к невозможности его выкручивания, и проблема решается только высверливанием. Поэтому повышение надежности всей конструкции 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.

Имплантаты в большинстве случаев изготавливаются из титана ВТ1-0, ВТ1-00 (Grade 1-4 по ISO 5832-2) и титанового сплава ВТ6 (Grade 5, Ti-6Al-4V). Применение данных материалов вызвано их физико-механическими свойствами, коррозионной стойкостью и биоинертностью. Отличием отечественного титана ВТ1-0 и ВТ1-00 (ГОСТ 19807-91) от импортного Grade 1-4, является допустимость содержания в нем алюминия - 0,7% и 0,3% соответственно. При этом известно, что наличие в имплантатах более 0,1% алюминия оказывает токсическое воздействие на минеральный обмен веществ [3]. Применение для изготовления имплантатов сплава Grade 5 в мире сокращается из-за присутствия в нем 4% ванадия и 6% алюминия, которые относятся к токсичным веществам [4] и могут оказывать неблагоприятное действие на биологические объекты [5, 6].

Таким образом, в связи с наличием в используемых титановых материалах алюминия и ванадия целесообразно на заключительной стадии изготовления имплантатов или перед их применением наносить барьерные тонкопленочные покрытия, которые должны исключить выход токсичных атомов и ионов в ткани организма и одновременно способствовать остеоинтеграции.

Важно отметить, что используемые титановые материалы имеют пониженные трибологические характеристики (коэффициент трения 0,47-0,61) [7, 8], характеризуются низкой стойкостью против фреттинг-коррозии [9. 10], обладают высокой склонностью к контактному схватыванию. Все эти факторы говорят о неоднозначности эффективного применения сплава ВТ6 для винтов абатментов. Исключить эти негативные явления также возможно за счет нанесения на их поверхность тонкопленочных покрытий.

Бытующее мнение о наличии естественной поверхностной оксидной пленки на титановом сплаве ВТ6, служащей барьером для схватывания, не достаточно обосновано. Это связано с тем, что такая пленка имеет толщину до 10 нм, является рыхлой и легко разрушается при трении за счет

высоких удельных нагрузок в точках контакта выступов шероховатости. Усугубляется это также тем, что параметр шероховатости *R*a резьбовых поверхностей имеет повышенное значение и является сложно контролируемым.

Основной причиной износа пары винт абатмента-имплантат является фреттинг-коррозия, которая возникает в зоне контакта деталей, образующих малоподвижное соединение в условиях действия циклических нагружений, в том числе вследствие непрерывного разрушения защитной оксидной плёнки в точках условно неподвижного контакта. Микроподвижность в контакте винт-абатмента-имплантат неизбежна в связи с двигательными функциями живого организма. Проблема фреттинг-коррозии для промышленных изделий, в том числе изготавливаемых из сплава ВТ6, является чрезвычайно актуальной и известны различные методы её решения [11, 12]. Одним из технических приёмов повышения фреттинго-стойкости является нанесение тонкопленочных неметаллических покрытий при сохранении низких значений параметра шероховатости *R*a. При этом исходный материал деталей исключается из процесса трения, и износ перемещается в «третье тело», образованное покрытием. Фреттинго-стойкость деталей в значительной степени определяется шероховатостью поверхности [12], при этом, чем меньше параметр *R*a и, соответственно, степень дефектности поверх-ностного слоя, тем выше и фреттингостойкость деталей. Кроме этого, исследованиями доказано повышение усталостной прочности и фреттингостойкости за счет создания на поверхности технологических остаточных напряжений сжатия [12].

Применяемые в настоящее время технологии оксидирования титановых имплантатов в условиях механических нагрузок приводят к образованию микротрещин, а для мелких деталей типа винт абатмента ведут к снижению их прочностных и усталостных характеристик. Это в свою очередь ведет к сдвигу кислотно-щелочного баланса (pH) в кислую сторону и появлению ответной реакции организма в виде реакции воспаления, а также образованию фиброзной ткани [13].

Для миниатюрных винтов абатментов возможно использование PVD покрытий. В то же время эти технологии для глухих резьбовых поверхностей имплантата 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 [14, 15]. Все это определяет актуальность разработки новых технологий нанесения фреттингостойких покрытий на винты абатментов и глухие резьбовые поверхности имплантатов.

Для этих целей предлагается использовать нанесение тонкопленочных (≤2 мкм) биосовместимых стеклокерамических нанопок-рытий 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 материалов, а с другой стороны - фреттингостойкими. Нанесение данных покрытий возможно как в процессе изготовления имплантатов и винтов абатментов, так и непосредственно перед их установкой. Разработанные покрытия осаждаются при атмосферном давлении методом финишного плазменного упрочнения (PACVD) с активацией холодной атмосферной плазмой [16, 17]. Исходными материалами (прекурсорами) для нанесения покрытий являются пары органических и неорганических соединений кремния, углерода и серебра. Одновременно при нанесении покрытий в данной технологии осуществляется плазменная стерилизация обрабатываемых изделий. Для реализации процесса используется малогабаритное и низкоэнергоемкое оборудование.

Исследования, проведенные на просвечивающим электронном микроскопе высокого разрешения JEM 2100 (JEOL, Япония), показали, что покрытия Pateks и BioPateks являются аморфными и представляют структуру с размером элементов 60-100 Å (рис. 1). Аморфное (стеклообразное) состояние материала, в отличие от кристаллического, характеризуется отсутствием границ зерен и дефектов типа дислокаций, максимально эффективно заполняет впадины профиля, тем самым минимизируется скопление микроорганизмов по границам дефектов.

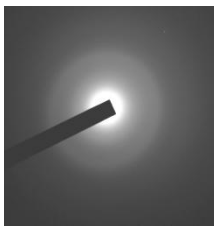

Рис. 1. **Электронограмма выделенного участка покрытия BioPateks, характеризующая его аморфность**

а

б

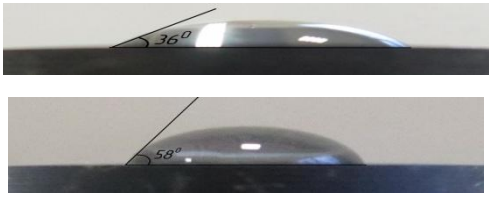

Рис. 2. **Краевой угол смачивания, где а - без покрытия; б - с покрытием Pateks (OCA 15EC, DataPhysics Instruments GmbH, Германия)**

При определении краевого угла смачивания исходного материала ВТ6 без покрытия и с покрытием при исследовании с разными жидкими материалами (рис. 2) было доказано, что покрытие Pateks обеспечивает более гидрофильные свойства поверхности (имеет меньший угол смачивания).

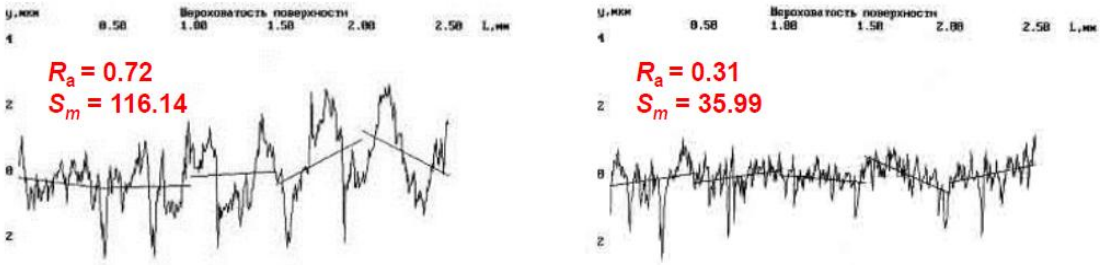

Рис. 3. **Профилограммы поверхности, где а - до нанесения покрытия - Ra=0,72; Rmax=5,07; Sm=116,14, б - после нанесения покрытия - Ra=0,31; Rmax=3,47; Sm=35,99**

Исследования параметров шероховатости показали, что после нанесения покрытий Pateks и BioPateks их значения улучшаются, что должно повышать усталостную прочность и минимизировать количество зон скоплений микроорганизмов (рис. 3).

Исследования величины и знака технологических остаточных напряжений, проведенные с использованием прибора СИТОН (Россия), показали, что в зоне перехода «покрытие-подложка» образуются сжимающие напряжения, способствующие залечиванию микродефектов поверхности основного металла (рис. 4).

В связи с получением сжимающих напряжений на поверхности имплантатов и нанесением покрытий в аморфном состоянии происходит залечивание практически всех дефектов и трещин (глубоких и узких впадин профиля) поверхностного слоя, образованных от предшествующих операций формообразования имплантатов. Это способствует увеличению фреттингостойкости и усталостной прочности имплантата, а также их повышенным бактерицидным свойствам.

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. 5).

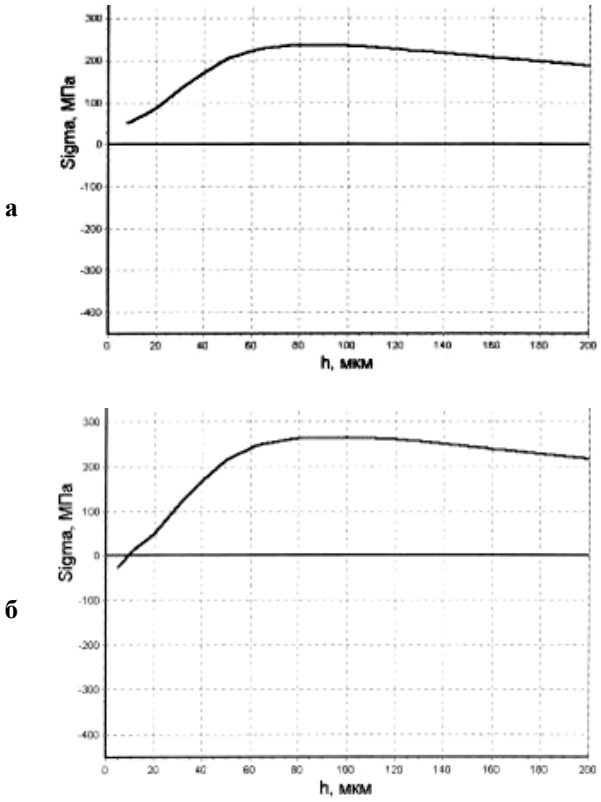

Рис. 4. **Эпюры остаточных напряжений поверхности, где а - до нанесения покрытия (шлифованная поверхность с Ra=0,32 мкм), б - после нанесения покрытия**

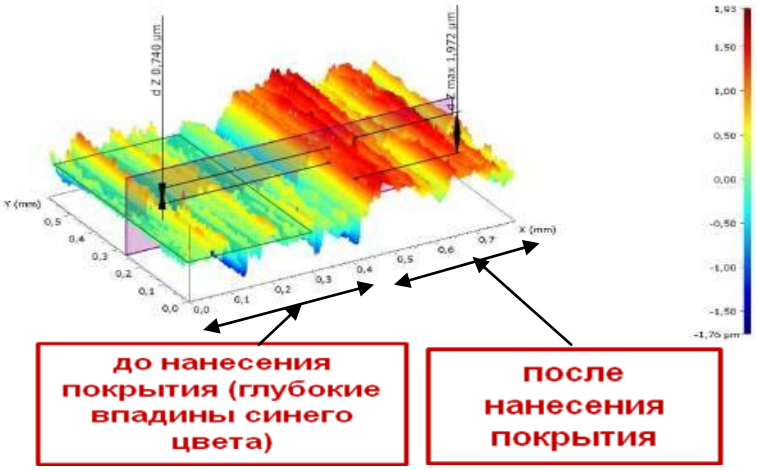

Рис. 5. **Трехмерная топография поверхности покрытия BioPateks, где а - до нанесения покрытия видны глубокие впадины синего цвета, б - после нанесения покрытия впадины синего цвета исчезли**

Полученные результаты исследований говорят о возможности повышения фреттинго-стойкости пары имплантат-винт абатмента, изготовленных из титановых материалов, при использовании разработанного процесса нанесения покрытий Pateks и BioPateks за счет применения неметаллического материала покрытий, исключающего склонность к схватыванию контактирующих поверхностей, их нанесением в аморфном состоянии, улучшения параметров шероховатости, создания на поверхности сжимающих остаточных напряжений, их гидрофильными свойствами, обеспечивающего залечивание практически всех дефектов и трещин (глубоких и узких впадин профиля) поверхностного слоя, образованных от предшествующих операций изготовления.

Цитотоксическими исследованиями выявлено, что покрытия Pateks и BioPateks, нанесенные финишным плазменным упрочнением (безвакуумным PACVD методом с активацией холодной атмосферной плазмой), практически не действуют на клетки фибробластов соединительной ткани легкого эмбриона человека [17]. На рис. 6 представлен вид малогабаритной установки для нанесения покрытия, а на рис. 7 – процесс нанесения покрытия на винты абатментов и имплантаты.

Таким образом, покрытия Pateks и BioPateks за счет биосовместимости способны эффективно решать проблему остеоинтеграции, а также повышают надежность всей механической системы имплантат-абатмент-опорный винт.

Рис. 6. **Установка для нанесения покрытия**

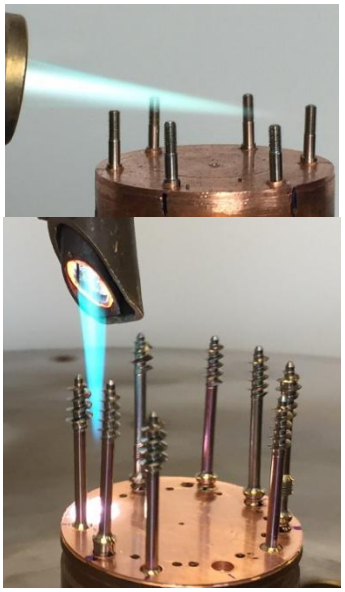

Рис. 7. **Процесс нанесения покрытия Pateks**

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

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

[3] Харламов О.В. Экология и токсикология алюминия. // Гигиена и санитария. 2004. № 3. - С. 73-75

[4] Public Health Services Agency for Toxic Substances and Disease Registry, Atlanta, 1998, 143 p.

[5] 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

[6] 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

[7] 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

[8] 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

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

[10] 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. – 126-131

[11] 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

[12] Смыслов А.М., Селиванов К.С. Повышение долговечности деталей машин в условиях фреттинга. Уфа: Гилем. 2005. - 180 с.

[13] 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

[14] 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

[15] Eliaz N. Degradation of Implant Materials. 2012. Springer. - 516 p.

[16] Соснин Н.А., Ермаков С.А., Тополянский П.А. Плазменные технологии. Санкт-Петербург: Изд-во Политехнического ун-та. 2013. - 406 с.

[17] 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.