



<http://dx.doi.org/10.26787/nydha-2226-7425-2018-20-1-124-127>

УДК 616.31

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ХОЛОДНОЙ АТМОСФЕРНОЙ ПЛАЗМЫ В СТОМАТОЛОГИИ

Новиков¹ С.В., Тамазов² И.Д., Тополянский³ П.А., Тополянский³ А.П.

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

²Центр стоматологии и косметологии Славянка+, г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

³ООО Научно-производственная фирма Плазмацентр, г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

Аннотация. Дентальные имплантаты широко используются в повседневной клинической практике. При этом микро-нано-поверхность используемых имплантатов формируется путем – механической обработки, пескоструйной обработки, кислотным травлением, оксидированием и др. Такие методы изготовления поверхности приводят к появлению дефектов в кристаллической структуре, которые неблагоприятно сказываются на физико-механических и биологических свойствах дентального имплантата. Покрытия, изготовленные по классическим технологиям, обладают такими негативными свойствами как: наличие микротрещин, низкая усталостная прочность, недостаточная износостойкость, гидрофобные свойства, низкие диэлектрические свойства.

Целью нашей работы являлось создание нового технологического процесса и покрытия с минимизацией этих негативных факторов. Нами было разработано новое биоинертное стеклокерамическое нанопокрытие Pateks на основе соединений кремния (системы SiOCN), изготовленное путем осаждения на дентальные имплантаты паров органических и неорганических соединений кремния, углерода, азота, при атмосферном давлении методом PACVD с активацией холодной атмосферной плазмой.

Разработанная технология совмещает процесс нанесения покрытия и плазменной стерилизации при атмосферном давлении без применения вакуумных камер и специализированных ванн с использованием малогабаритного и низкоэнергетического оборудования, которое можно применять и в клинических условиях, непосредственно перед установкой имплантатов, а также супраструктур.

Ключевые слова: Плазма, плазмотрон, дентальный имплантат, PACVD, нанопокрытия, плазменная стерилизация, стеклокерамика

Основная часть. Для создания нового технологического процесса был применен метод PACVD с активацией холодной атмосферной плазмой (plasma assisted chemical vapor deposition by cold atmospheric plasma).

В результате, с применением нового технологического процесса, созданное покрытие должно минимизировать негативные свойства классических покрытий дентальных имплантатов и обеспечивать:

- возможность осаждения покрытия в аморфном (стеклообразном) состоянии, так, как только использование «замороженной жидкости» позволяет эффективно заполнять впадины шероховатой поверхности, залечивать микродефекты и трещины поверхностного слоя, тем самым минимизируя возможность заражения и концентрирования бактерий в сложно очищаемых полостях;

- образование сжимающих технологических напряжений на поверхности имплантатов, обеспечивающих залечивание микротрещин и увеличение их усталостной прочности;
- повышенную гидрофильность и смазочную способность, которые характеризуют максимальные показатели остеоинтеграции;
- диэлектрические и электростатические характеристики поверхности, обеспечивающие отсутствие электрогальванических эффектов в полости рта, а также способность к адсорбции морфогенетических белков, матриксных белков, факторов роста
- оптимальные физико-механические свойства поверхностного слоя имплантатов, а именно, повышенную твердость при низком модуле упругости, увеличенное значение упругого восстановления и близость модулей упругости покрытия и титанового материала имплантата;

- повышенную адгезию к поверхности титановых имплантатов с тонкой оксидной пленкой при осаждении покрытий при атмосферном давлении;
- возможность нанесения покрытия и одновременного проведения его плазменной стерилизации
- повышенные трибологические характеристики и износостойкость в условиях микроабразивного изнашивания.

При изготовлении покрытия методом холодной атмосферной плазмы дополнительным преимуществом является одновременная стерилизация дентального имплантата.

Плазменная стерилизация успешно применяется в общей медицине. Аппараты для плазменной стерилизации представляют из себя объемные генераторы плазмы, требующие внешнего источника энергии.

Разработанная нами технология, позволяет использовать плазматрон непосредственно в кабинете врача-стоматолога. Стерилизация плазмой позволяет добиться полной стерильности инструментов при температуре 40-50 градусов по Цельсию и подходит для любых материалов. Также сокращается время, затрачиваемое на стерилизацию, что позволяет проводить до-

полнительную стерилизацию перед началом оперативного вмешательства. Плазменная стерилизация позволяет уменьшить износ инструментов и сохранить работоспособность на более длительный срок по сравнению с инструментами, стерилизуемыми в автоклавах.

Преимущества использования разработанной нами технологии заключается в:

- минимизация вносимых загрязнений за счет осаждения нанопокровов с одновременной плазменной стерилизацией (локальной бактерицидной обработкой) поверхности имплантата;
- самовосстановление дефектов поверхности (глубоких и узких впадин профиля) за счет нанесения аморфных (в виде «переохлажденных» жидкостей) покрытий и наведения в зоне перехода покрытие-подложка остаточных напряжений сжатия, которые обеспечивают схлопывание трещин;
- возможность использования в клинических условиях за счет малогабаритности и низкой энергоемкости оборудования;
- возможность нанесения покрытий на имплантаты и супраструктуры непосредственно перед их установкой, с учетом минимальной длительности осаждения покрытия. [Рисунок 1]

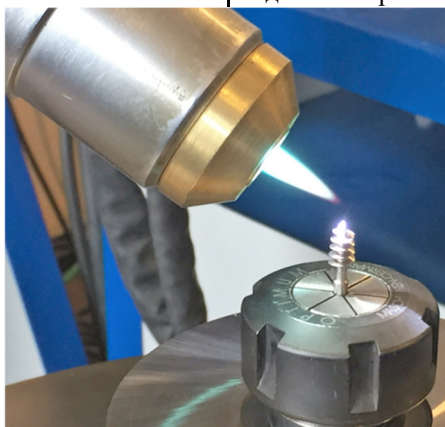


Рис.1. Процесс нанесения стеклокерамики на бикортикальный имплантат GBS – покрытия Pateks в лаборатории Санкт-Петербурга (Россия)

Экспериментальная часть. Физико-механические свойства.

Анализ результатов наноиндентирования выявил, что с повышением нагрузки и, соответственно, с увеличением контактной глубины твердость уменьшается, что характеризует покрытие Pateks как градиентное. В пределах одной нагрузки твердость изменяется от 14 ГПа до 23 ГПа, что свойственно многокомпонентным покрытиям. Усредненные свойства покрытия Pateks: нанотвердость - 20 ГПа, модуль Юнга - 127 ГПа, упругое восстановление - 87%. На рис. 3 представлена диаграмма индентирования покрытия Pateks. Стойкости поверхностного слоя к упругой деформации (индекс пластичности) HIT/E_f составляет 0,16.

Модуль Юнга титана ВТ6 в исходном состоянии равен 115 ГПа. Высокое значение индекса пластичности обеспечивает повышенный ресурс в условиях циклических нагрузок, а близость значений модулей упругости покрытия и подложки способствует снижению технологических напряжений на поверхности раздела и повышению адгезионной прочности.

Аморфность. Исследования, проведенные на просвечивающем электронном микроскопе высокого разрешения JEM 2100 (JEOL, Япония), показали, что покрытие Pateks является аморфным и представляет структуру с размером элементов 60-100 Å. Аморфное (стеклообразное) состояние материала, в отличие от

кристаллического, характеризуется отсутствием границ зерен и дефектов типа дислокаций, что минимизирует скопления микроорганизмов по границам зерен и максимально эффективно заполняет впадины профиля [3]

Диэлектрические свойства. При исследовании электрических свойств покрытия Pateks определено его удельное электрическое сопротивление, которое составляет 10 8 Ом·м. Данные диэлектрические характеристики покрытий должны обеспечивать отсутствие электрогальванических эффектов в полости рта. За счет дополнительной обработки атмосферной плазмой покрытие приобретает электреты характеристики

Гидрофильность. Исследования краевого угла смачивания исходного материала ВТ6 без покрытия и с покрытием для разных жидких материалов (рис. 5) было доказано, что покрытие Pateks обеспечивает более гидрофильные свойства поверхности (имеет меньший угол смачивания). Это ведет к повышению поверхностной энергии, которая увеличивает смачиваемость крови, распространение и связывание матричных белков кости, морфогенетических белков кости, факторов роста, способствует клеточной адгезии, контактному остеогенезу. [2]

Адгезионная прочность. Адгезия покрытия BioPateks к материалу имплантата из титанового сплава ВТ6 определялась методом скреч-тестирования (scratch test) с определением нагрузки начала разрушения покрытия при продольном перемещении и переменном усилии нагрузки на алмазный индентор с использованием нанотвердомера НаноСкан-3D (Россия). В соответствии с ISO 20502:2005 нагрузка, при которой глубина вхождения индентора в композицию «покрытие-подложка» перестаёт плавно расти, указывает на момент разрушения покрытия и характеризует его адгезию к подложке. Нагрузка разрушения покрытия BioPateks толщиной 1,2 мкм составила 20 мН.

Топография поверхности. Исследования на приборе MarSurf M 300 (Mahr GmbH, Германия) показали,

что после нанесения покрытия Pateks параметры шероховатости поверхности улучшаются, что должно минимизировать количество зон скоплений микроорганизмов [4].

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

Нивелирование дефектов покрытия. В связи с получением сжимающих напряжений на поверхности имплантатов и нанесением покрытий в аморфном состоянии происходит нивелирование практически всех дефектов и трещин (глубоких и узких впадин профиля) поверхностного слоя, образованных от предшествующих операций формообразования имплантатов. Это способствует увеличению усталостной прочности имплантата, а также их повышенным бактерицидным свойствам. Исследования, проведенные на просвечивающем электронном микроскопе ЭММА-2 методом углеродно-серебряных реплик при увеличении x5000 показали, что после нанесения покрытия Pateks на поверхности полностью отсутствуют следы от предшествующей обработки (см. вид исходной поверхности на рис.)

Исследования трехмерной топографии поверхности с использованием прибора MarSurf WS1 фирмы Mahr GmbH (Германия) зоны перехода покрытие Pateks – титановая подложка также показали, что после нанесения покрытия обеспечивается устранение глубоких впадин поверхностного рельефа [5].

Цитотоксические характеристики. Исследованиями было выявлено, что покрытие Pateks не угнетает жизнедеятельность клеток фибробластов соединительной ткани легкого эмбриона человека. [Таблица №1].

Таблица 1.

Сравнительная характеристика цитотоксических свойств покрытия Pateks и окисной пленкой титана ВТ6. Отклонение значений от контроля более чем на 10% говорит о цитотоксичности покрытия

Вид покрытия	Результаты при экстракции 24 часа (отклонение от контроля)	Результаты при экстракции 72 часа (отклонение от контроля)
Pateks	7,7	6,9
Титан ВТ6	3,2	2,0

Заключение. Перспективность использования разработанного процесса и покрытия на основе соединений кремния определяется его аморфным состоянием, гидрофильными свойствами, оптимальными физико-

механическими и диэлектрическими характеристиками, созданием сжимающих напряжений на поверхности, снижением параметров шероховатости, обеспечением повышенной адгезии к титановым имплантатам.



Созданный нами технологический процесс и стеклокерамическое покрытие Pateks позволяет нивелировать недостатки классических покрытий и применять метод дополнительной плазменной стерилизации в кабинете врача-стоматолога.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

[1] Stephen E. Sadow. Silicon Carbide Biotechnology. A Biocompatible Semiconductor for Advanced Biomedical Devices and Applications // 2016. Elsevier. - 356 p.

[2] Caplan, A. Bone development and repair // Bioessays 1987, -vol.6, p. 171-175

[3] Bolz A., Schaldach M. Artificial heart valves: improved blood compatibility by PECVD a-SiC:H coating // Artificial Organs. August 1990. Volume 14. Issue 4.- pp. 260-269

[4] Hayakawa T., Yoshinari M., Nemoto K. Characterization and protein-adsorption behavior of deposited organic thin film onto titanium by plasma polymerization with hexamethyldisiloxane // Biomaterials. 2004; 25. - pp. 119-127

[5] Hench L. Bioceramics. J. Amer. Ceram // Soc. 1998. Vol. 81, № 7. - pp. 1705-1728

USE OF COLD ATMOSPHERIC PLASMA IN DENTISTRY

Novikov¹ S.V., Tamazov² I.D., Topoljanskij³ P.A., Topoljanskij³ A.P.

¹*Dental clinic Skaz-II, Saint Petersburg, Russian Federation*

²*Clinic of cosmetology and dentistry Slavjanka+, Saint Petersburg, Russian Federation*

³*OOO Scientific-production firm Plazmacentr, Saint Petersburg, Russian Federation*

Annotation. Dental implants are often used in everyday clinical practice. The micro-nanotopography of the surface dental implants used is formed by - mechanical processing, sandblasting, acid etching, oxidation, etc. This methods of surface creations lead to the generation defects in the crystal structure, which negatively affects the physico-mechanical and biological properties of the dental implant.

Coatings made by classical technologies have negative properties: increased propensity to microcracks, low fatigue strength, insufficient wear resistance, hydrophobic properties, low dielectric parameters. The purpose of our work is to create a new technological process and a new coating with the elimination of these factors. We have developed a new glass-ceramic nanocoating Pateks based on silicon (SiOCN system), which is made by deposition of vapors of organic and minerals compounds of silicon, carbon, nitrogen at the atmospheric pressure by the PACVD method with activation by cold atmospheric plasma. The developed technology combines the process of coating and plasma sterilization at atmospheric pressure without the use of vacuum chambers and specialized baths using small-sized and low-power equipmen, which can be used in clinical settings before the installation of dental implants and suprastructures

Key words: Plasma, plasmatron, dental implant, PACVD, nanocoatings, plasma sterilization, glass ceramics

