

MEDICAL & PHARMACEUTICAL JOURNAL "PULSE"

https://clinical-journal.ru

2023. Vol. 25. № 10 E-ISSN 2686-6838



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., Tamazov I.D., Topoljanskij P.A.,

Topoljanskij A.P. - 2023

*** | Accepted: 30.10.2023

http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10-54-61

ПАРАКЛИНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОКРЫТИЯ РАТЕХ ДЛЯ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТОВ

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

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

Аннотация. Рассмотрена актуальность применения для дентальных имплантационных систем технологии нанесения тонкопленочных биосовместимых покрытий. Обоснован выбор и разработан процесс химического осаждения из паровой фазы (PACVD) для нанесения биосовместимого стеклокерамического покрытия Pateks (системы SiOCN) в клинических условиях. Используемое для этой цели оборудование является малогабаритным и низкоэнергоёмким. Представленные исследования дентальных имплантатов с покрытием Pateks обосновывают возможность его нанесения в клинических условиях.

Ключевые слова: дентальный имплантат, биосовместимые покрытия, плазменная стерилизация.

PARACLINICAL STUDIES OF PATEX COATING FOR DENTAL IMPLANTS

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

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

Abstract. The relevance of the application of thin-film biocompatible coatings technology for dental implantation systems is considered. The choice of a chemical vapor deposition (PECVD) process for applying a biocompatible Pateks glass-ceramic coating (SiOCN system) in a clinical setting has been substantiated and developed. The equipment used for this purpose is small-sized and low-energy intensive. The presented studies of Patek-coated dental implants substantiate the possibility of its application in a clinical setting.

Keywords: dental implant, biocompatible coatings, plasma sterilization.

Актуальность. Производители имплантационных систем постоянно совершенствуют их геометрию, применяют современные технологии и новые материалы. При этом, как было выявлено экспертной группой ученых при исследовании 62-х наиболее часто

используемых видов имплантатов, большинство из них имеют не удаляемые загрязнения, повышающие риск их ранней утраты или развитие периимплантита [1]. В связи с этим перед врачами-стоматологами стоят задачи выбора оптимальной системы дентальных

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

 $^{^3}OOO$ Научно-производственная фирма Плазмацентр, г. Санкт-Петербург, Российская Федерация

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

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

имплантатов и минимизации загрязненности их поверхности внутрикостной части.

Дентальные титановые имплантаты с минимальной шероховатостью используются уже более 50 лет. Имплантаты с развитой одновременно модифицированной наружной поверхностью активно стали изготавливаться с начала 2000 годов при применении абразивноструйной (пескоструйной, дробеструйной) обработки, травления (химического, ионного), электрохимического (анодного) и микродугового оксидирования (анодирования, пассивации), плазменное нанесение порошковых покрытий и методов. Данные исследования других посвящены дентальным имплантатам минимальной исходной шероховатостью внутрикостной части наличием обеспечивающего тонкопленочного покрытия, биосовместимые свойства. Эти покрытия способны минимизировать проблемы, связанные с выходом в окружающие ткани ионов токсичных легирующих элементов исходного материала и обеспечить снижение износа контактных поверхностей имплантатов, абатментов и винтов.

Для нанесения тонкопленочных покрытий на дентальные имплантаты с минимальной шероховатостью предлагается использовать, в основном, процессы физического осаждения из паровой фазы (PVD) [2-5]. Для реализации этих технологий применяется наукоёмкое, сложное и габаритное оборудование, эксплуатация которого требует высококвалифицированного персонала, специально оборудованного помещения, дополнительных методов обработки.

Нанесение тонкопленочных покрытий на дентальные имплантаты с одновременной их плазменной стерилизацией с использованием не сложного, малогабаритного и низкоэнергоёмкого оборудования является актуальной задачей.

Покрытия на основе соединений кремния получили известность после широкомасштабных исследований последних лет, доказывающих их перспективность применения [6]. Отечественными учеными также указывалось на эффективность использования таких покрытий в медицине [7].

Метод химического осаждения тонкопленочных покрытий из паровой фазы с использованием холодной атмосферной плазмы.

Для нанесения тонкопленочных покрытий в клинических условиях разработан метод химического осаждения покрытий из паровой фазы в условиях плазменного ассистирования холодной атмосферной плазмой (PFCVD) [8]. Данный процесс осуществляется без вакуума и специализированных камер при локальном воздействии высокоскоростного атомарного и молекулярного плазменного потока обрабатываемым изделием одновременно с его активацией. Для реализации технологии используется малогабаритный плазмохимический реактор, циклически перемещаемый относительно обрабатываемых поверхностей. Также возможно сканирование неподвижного изделий относительно плазмохимического реактора. Формирование покрытия осуществляется В результате химических реакций, протекающих вблизи OT поверхности поверхности, на приповерхностном слое подложки дентальных имплантатов условиях локализованной плазменной активации. При этом проявляютсявсе эффекты основные активационные этого воздействия, именно: тепловые газодинамические свойства плазменного потока; наличие направленного потока ионизированных и возбужденных частиц; испускание инфракрасного, видимого и ультрафиолетового излучения; образование озона; наличие низкочастотных и высокочастотных пульсаций плазмы. Отличительной характеристикой процесса является минимальный нагрев дентальных имплантатов при нанесении покрытий, не превышающий 100°C за счет возможности скоростного перемещения плазмохимического реактора или дентальных имплантатов. Осаждаемые покрытия являются мультислойными (50-250 слоев) с нанометровым диапазоном монослоев (2-20нм). Для нанесения используются данных покрытий прекурсоры на основе элементоорганических и неорганических жидкостей семейства СЕТОЛ, суммарный годовой расход которых при односменной работе оборудования составляет примерно 0,5 литра. Данные покрытия являются аморфными, благодаря использованию прекурсоров, имеющих в своем составе элементы - аморфизаторы, а также в связи с высокими скоростями их охлаждения в процессе осаждения, равными $(10^{10}-10^{12})$ K/c [8].

Для реализации данного процесса разработано малогабаритное и низкоэнергоёмкое оборудование для нанесения биосовместимых покрытий на дентальные имплантаты с

одновременной их плазменной стерилизацией (рис. 1, 2) [9].

Обработка холодной атмосферной плазмой в дентальной имплантологии наиболее активно стала использоваться в международной практике в последние десять лет [10]. Она обеспечивает



Рис. 1. Установка для клинического нанесения покрытия Pateks на имплантационные системы с одновременной их плазменной стерилизацией

Fig. 1. Installation for clinical Pateks coating on implantation systems with simultaneous plasma sterilization

улучшение адгезии факторов роста клеток костной ткани за счет изменения шероховатости и увеличения смачиваемости поверхности внутрикостной части дентальных имплантатов [11-13].



Рис. 2. Процесс нанесения биосовместимого покрытия Pateks с плазменной стерилизацией вертикальноговинта для абатмента имплантата

Fig. 2. The process of applying the biocompatible Pateks coating with plasma sterilization of the vertical screw for the implant abutment

Требования к выбору материалов тонкопленочных покрытий дентальных имплантатов

При выборе материала биосовместимого покрытия, наносимого с использованием разработанного оборудования, основное внимание уделялось:

- керамическим материалам, так как керамика является диэлектриком, а диэлектрические свойства поверхностного слоя имплантатов обеспечивают отсутствие электрогальванических эффектов в полости рта и формирование отрицательномонополярного электрета для адсорбции протеинов факторов роста костной ткани;
- осаждению покрытий аморфном стеклообразном состоянии, позволяющем заполнять шероховатой впадины поверхности внутрикостной части дентальных имплантатов, уменьшающем количество микродефектов поверхности и тем самым снижающем способность прикрепления биопленки бактерий;
- физико-механическим свойствам материала покрытия, обладающим увеличенной твердости при низком модуле упругости,

- повышенным упругим восстановлением и близостью модулей упругости покрытия и титанового материала дентальных имплантатов;
- повышенной адгезии наносимых при атмосферном давлении покрытий к оксидной пленке на исходном материале имплантатов;
- повышенной гидрофильности и смачиваемости поверхности с покрытием внутрикостной части дентальных имплантатов, что является условием остеоинтеграции.

На основании вышеприведённых требований были разработаны биосовместимые стеклокерамические покрытия системы SiOCN (покрытие Pateks).

Исследования плазменной технологии стерилизации с получением покрытия Pateks для дентальных имплантатов

Инфекция является одной из возможных причин неудачной дентальной имплантации и может привести к развитию периимплантита. Поэтому обработка поверхностей имплантатов непосредственно перед их установкой плазмой должна обеспечить их дополнительную стерилизацию.

Номер свидетельства: ЭЛ № ФС 77

стерилизации модельн

Эффективность плазменной стерилизации имплантатов, проводимой одновременно с нанесением покрытия Pateks, оценивалась на

модельных образцах из титанового сплава Grade 5 (рис. 3). Исследования проводились в РНИИТО им. Р.Р. Вредена.

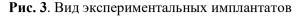


Fig. 3. Type of experimental implants



После вскрытия стерильной упаковки на девять образцов наносилось покрытие Pateks толшиной 0.1-0.2 мкм на установке ТЕСИС-116 1). После этого образцы отдельно укладывались индивидуальным стерильным инструментом в стерильный боксза минимально короткое время (не более 5 секунд). Длительность образцов до момента переноса начала исследований – 1.5 часа.

Для оценки роста аэробных и факультативно - анаэробных микроорганизмов образцы (пять с нанесенным покрытием и два необработанных) помещались в питательную среду из триптон-соевого бульона (Oxoid,

Великобритания). Для оценки роста анаэробных микроорганизмов четыре образца с покрытием и один необработанный образец помещались в анаэробный бульон (НИЦФ, Россия). Все образцы инкубировали в течение более чем 20 часов при температуре 37°С при визуальном контроле наличия микробного роста через 20 часов, 2 суток, 3 суток и 14 суток.

Анализ микробного роста (рис. 4) показал, что для всех девяти образцов с покрытием бактериальный рост отсутствовал при инкубации в любой из двух сред и в течение всех контрольных временных периодов. Для четырех исходно нестерильных образцов наблюдался микробный рост в обеих питательных средах уже после первой контрольной временной точки - 20 часов инкубации.

Таким образом, учитывая отсутствие микробного роста для всех девяти образцов с покрытием Pateks, можно заключить, что процесс нанесения покрытия обеспечивает их стерильность.

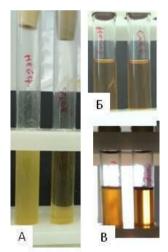


Рис. 4. Вид образцов с бактериальным ростом и его отсутствием, где A - образцыв триптон-соевом бульоне, сутки инкубации, нестерильный и стерильный соответственно; Б - образцы в анаэробномбульоне, сутки инкубации, нестерильный и стерильный соответственно; В - образцы в анаэробном бульоне, 14 суток инкубации, нестерильный и стерильный соответственно

Fig. 4. Type of samples with bacterial growth and its absence, where A - samples in tryptonsoy broth, incubation day, non-sterile and sterile, respectively; B - samples in anaerobic broth, incubation day, non-sterile and sterile, respectively; C - samples in anaerobic broth, 14 days of incubation, non-sterile and sterile accordingly

Цитотоксические исследования экспериментальных имплантатов с покрытие Pateks in vitro

В экспериментах использовались образцы имплантатов, изготовленные из титанового сплава Grade 5 — близкого аналога российского материала ВТ6 (рис. 3) с покрытием Pateks системы SiOCN (4 шт.) и аналогичные образцы без покрытия (4 шт.). Толщина наносимых покрытий составляла 0,5-0,7 мкм. Исследования проводилось в ФГБУ «НИИ гриппа». Проявление

цитотоксичности in vitro определялось в соответствии с требованиями ГОСТ Р ИСО 10993-5.

Подготовку образцов проводили путем изготовления экстрактов в стерильных условиях. Модельной средой для вытяжек служила культуральная бессывороточная среда альфа-МЕМ (ООО «БиолоТ», Россия), которая, кроме этого, использовалась в ходе определения цитотоксичности в качестве отрицательного контроля.



Кажлый образец помещали В индивидуальную стерильную пластиковую пробирку с завинчивающейся крышкой. Объем культуральной среды составлял 1 млдля каждого образца. Пробирки устанавливались в термостат с температурой 37°C. Длительность экстракции образцов составляла 24 и 72 часа. Для выявления цитотоксичности экстрактов были выбраны фибробласты соединительной ткани легкого эмбриона человека. Клетки культивировали в среде альфа-МЕМ с добавлением 2% сыворотки теленка (Sigma, США).

Три 96-луночные планшеты засевались фибробластами в посевной концентрации 20 тыс/мл. В течение суток клетки инкубировались в CO_2 -инкубаторе при температуре 37°С. Тестирование начинали на суточном клеточном монослое, достигшем субконфлуэнтности. Длительность экспозиции составила 72 часа в CO_2 - инкубаторе.

Состояние монослоя и морфологии клеток контролировали ежесуточно с помощью инвертированного микроскопа Unico (United

Products & Instruments, США). Количественным тестом служила окраска тетразолиевым красителем тиазолилом голубым (Sigma, США), интенсивность которой клетках пропорциональна активности их дыхания (тест MTT). Результаты анализа снимали планшетном анализаторе Varioskan (Thermo Fisher Scientific, США) при характеристической длине волны 550 нм. Полученные данные обрабатывались в программе Excel 2010.

В течение всего времени инкубации фибробластов с экстрактами из образцов не было отмечено никаких изменений ни в морфологии клеток, ни в состоянии монослоя в целом по сравнению с клетками в отрицательном контроле.

В результате исследований выявлено (табл. 1), что образцы с покрытием Pateks практически не действуют на клетки, как к 24-часовых, так и 72-часовых вытяжек. Клетки в присутствии 72-часовых экстрактов с имплантатами из титанового сплава Grade 5 также не отличались от контрольных.

Таблица 1

Влияние покрытия имплантатов на жизнеспособность линии диплоидныхфибробластов легкого человека по результатам МТТ-теста

Table 1

The effect of implant coating on the viability of the human lung diploid fibroblast line according to the results of the MTT test

Вид покрытия иисходный	Экстракция 24 часа		Экстракция 72 часа	
материал	% от	Отклонение от	% от	Отклонение от
	контроля	контроля	контроля	контроля
Pateks	$107,7\pm6,2$	7,7	106,9±4,8	6,9
Титановый сплав Grade 5	-	-	98,0±2,4	2,0

Примечание: величина отклонения от контроля >10 является цитотоксичной для фибробластов легкого человека.

Таким образом, образцы имплантатов с покрытием Pateks безопасны для культуры фибробластов легкого эмбриона человека.

Биологические исследования экспериментальных имплантатов с покрытиемPateks in vivo

Контактный и дистантный остеогенез в области установленных имплантатов покрытием Pateks и контрольных титановых имплантатов без покрытия изучался путем оценки реакции костной ткани в области метафиза и диафиза бедренной кости кроликов через 4 и 12 покрытий недель. Толщина нанесенных 0.5 - 0.7Исследования составляла MKM. проводились в РНИИТО им. Р.Р. Вредена с разрешения этической комиссии.

эксперименте участвовало кроликов породы шиншилла, в правую заднюю которым устанавливались лапу экспериментальные имплантаты с покрытием Pateks (рис. 3), а в левую заднюю лапу аналогичные контрольные имплантаты покрытия (материал имплантата - титановый сплав Grade 5). Имплантаты устанавливались в зоны диафиза (контактный остеогенез) и эпифиза (дистантный остеогенез) бедренной кости. В проводимом исследовании три выводились из эксперимента через 4 недели, а три кролика - через 12 недель.

В процессе исследований производилась:

- декальцинация с использованием ультразвукового декальцинатора U-200 (Мtpoint, Россия);

- перенос материала в гистологическом процессоре для автоматической проводки STP 120 (Thermo Fisher Scientific, CIIIA);
- заливка в парафин на станции заливки Tissue-Tek® TECTM 5 (Sakura Seiki Co., Ltd., Япония);
- микротомия на ротационном микротоме RMD-4000 (Мtpoint, Россия);
- окраска гематоксилином и эозином в аппарате для автоматической окраски материала Rafaello (DiaPath, Италия);
- дополнительная окраска азур-эозином по Романовскому;
- окраска альциановым синим в наборе для окраски препаратов (12 сосудов, Bio Optica, Италия);
- микроскопия микропрепаратов на микроскопе Nikon Eclipse 50i (NIKON,

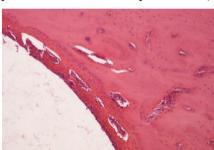


Рис. 5. Микропрепарат. Область плотного прилегания с узкой полоской костной ткани с большим количеством клеточных элементов, х100 (кролик № 3)

Fig. 5. Micropreparation. The area of tight fit with a narrow strip of bone tissue with a large number of cellular elements, x 100 (rabbit No. 3)

Япония).

Через 4 недели после проведённой операции инсталляции имплантатов с покрытием Pateks в компактной пластинке диафиза при плотном прилегании имплантата формировалась пластинчатая костная ткань с организованными балками. В местах не плотного прилегания в области дистантного остеогенеза промежуток восполнялся сформированной костной мозолью, которая до 60% была представлена остеогенной клеточно-волокнистой тканью без признаков воспаления. Костные балки сформированы, как на границе с имплантатом, так и с единичными балками на удалении с формированием мозоли из губчатой кости. Соотношение костной ткани в этих зонах 1:4 (рис. 5, рис. 7 а).

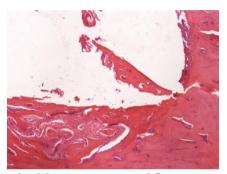
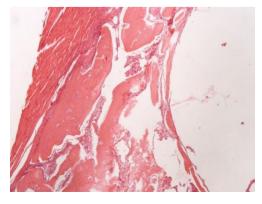


Рис. 6. Микропрепарат. Область не плотного прилегания с узкой полоской костной ткани справа и широкой зоны замещения дефекта внизу, x100 (кролик № 3)

Fig. 6. Micropreparation. An area of loose fit with a narrow strip of bone tissue on the right and a wide defect replacement zone at the bottom, x100 (rabbit No. 3)

Через 4 недели после проведенной операции инсталляции контрольных титановых имплантатов без покрытия в компактной пластинке диафиза при плотном прилегании имплантата по линии границы имплантат-кость отмечались очаги краевой базофилии, что может свидетельствовать о закислении и повышенной минерализации ионами металлов (рис. 6, рис. 7, б). Кроме этого, по периферии костного ложа в

прилежащей компактной пластинке определялась более выраженная декомпактизацияи незавершенная реорганизация костных балок. В местах неплотного прилегания в области дистантного остеогенеза промежуток восполнен мозолью из губчатой кости с тонкими костными балками. При этом вокруг сформированного ложа отмечалась декомпактизация кости.



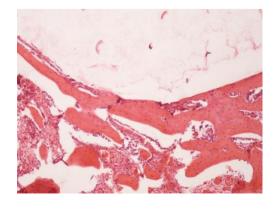




Рис.	7.	Микропрепарат.	Губчатая	кость			
сформирована в области метафиза в зонеплотного (а)							
прилегания, х100 (кролик № 2)							

- **Fig. 7.** Micropreparation. The spongy bone is formed in the metaphysis area in the zone of tight (a) fit, x = 100 (rabbit No. 2)
- **Рис.** 7. Микропрепарат. Губчатая кость сформирована в области метафиза в не плотного (б) прилегания, х100 (кролик № 2)
- **Fig. 7.** Micropreparation. The spongy bone is formed in the area of the metaphysis in a non-tight (b) fit, x 100 (rabbit No. 2)

Выводы:

- 1. Разработан метод и оборудование нанесения клинических условиях биосовместимого стеклокерамического тонкопленочного покрытия Pateks. Процесс осуществляется без использования вакуумных и специализированных других камер атмосферном давлении одновременной плазменной стерилизацией.
- 2. Проведенные исследования плазменной стерилизации имплантатов при нанесении покрытия Pateks показали отсутствие микробного роста при инкубации в триптон-соевом и анаэробном бульонах в течение максимальных 14 суток испытаний.
- 3. Цитотоксическими исследованиями установлено, что покрытие Pateks на экспериментальных имплантатах не угнетает жизнедеятельность фибробластов легкого

- эмбриона человека, величина отклонения -7.7 (величина отклонения от контроля >10 является цитотоксичной для фибробластов легкого человека).
- 4. При биологических исследованиях in vivo на гистологических срезах костной ткани животных, экспериментальные имплантаты с покрытием Pateks по сравнению с имплантатами без покрытия формируют область плотного прилегания с узкой полоской костной ткани с большим количеством клеточных элементов через 4 месяца после инсталляции их в костную ткань животных. Использование покрытия Pateks позволяет добиться более быстрой реорганизации и компактизации костной ткани в области установленного имплантата, независимо от вида протекания остеогенеза при сравнении с исходным материалом Grade 5.

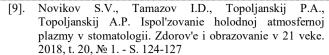
REFERENCES

- [1]. Ushakov A.I. Kratkij obzor doklada ob issledovanii poverhnostej modelej implantatov razlichnyh proizvoditelej. Rossijskaja stomatologija. 2014. T. 7. № 3. -S. 57-68
- [2]. Scarano A., Piattelli M., Vrespa G., Caputi S., Piattelli A. Bacterial adhesion on titanium nitride-coated and uncoated implants: An in vivo human study. J. Oral Implant. 2003. 29. - pp. 80-85
- [3]. Youssef S., Al Jabbari, Jennifer Fehrman, Ashley C. Barnes, Angela M. Zapf, Spiros Zinelis and David W. Berz. Titanium Nitride and Nitrogen Ion Implanted Coated Dental Materials. Coatings. 2012. № 2. pp. 160-178
- [4]. Shtanskij D.V., Petrzhik M.I., Bashkova I.A. i dr. Adgezionnye, frikcionnye i deformacionnye harakteristiki pokrytij Ti-(Ca,Zr)-(C,N,O,P) dlja ortopedicheskih i zubnyh implantov. Fizika tverdogo tela. 2006. № 7 (48). - S. 1231-1238
- [5]. Ivanov S.Ju., Carev V.N. Bystrov Ju.A., Ivashkevich S.G., Chuvilkin V.I. Sravnitel'naja ocenka adgezivnyh svojstv bakterij polosti rta k novomu jelektretnomu pokrytiju dental'nyh implantatov. Institut stomatologii. 2007. № 2. -S. 80-81
- [6]. Stephen E. Saddow. Silicon Carbide Biotechnology. A Biocompatible Semiconductor for Advanced Biomedical Devices and Applications. 2016. Elsevier. - 356 p.
- [7]. Mansurova L.A., Fedchishin O.V., Trofimov V.V., Zelenina T.G., Smoljanko L.E. Fiziologicheskaja rol' kremnija. Sibirskij medicinskij zhurnal. 2009. № 7. - S. 16-18
- [8]. Sosnin N.A., Ermakov S.A., Topoljanskij P.A. Plazmennye tehnologii. Sankt- Peterburg: Izd-vo Politehnicheskogo unta. 2013. 406 s.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- [1]. Ушаков А.И. Краткий обзор доклада об исследовании поверхностей моделей имплантатов различных производителей. Российская стоматология. 2014. Т. 7. № 3. - С. 57-68
- [2]. Scarano A., Piattelli M., Vrespa G., Caputi S., Piattelli A. Bacterial adhesion on titanium nitride-coated and uncoated implants: An in vivo human study. J. Oral Implant. 2003. 29. - pp. 80-85
- [3]. Youssef S., Al Jabbari, Jennifer Fehrman, Ashley C. Barnes, Angela M. Zapf, Spiros Zinelis and David W. Berz. Titanium Nitride and Nitrogen Ion Implanted Coated Dental Materials. Coatings. 2012. № 2. pp. 160-178
- [4]. Штанский Д.В., Петржик М.И., Башкова И.А. и др. Адгезионные, фрикционные и деформационные характеристики покрытий Ті-(Са,Zr)-(С,N,O,P) для ортопедических и зубных имплантов. Физика твердого тела. 2006. № 7 (48). С. 1231-1238
- [5]. Иванов С.Ю., Царев В.Н. Быстров Ю.А., Ивашкевич С.Г., Чувилкин В.И. Сравнительная оценка адгезивных свойств бактерий полости рта к новому электретному покрытию дентальных имплантатов. Институт стоматологии. 2007. № 2. С. 80-81
- Stephen E. Saddow. Silicon Carbide Biotechnology. A Biocompatible Semiconductor for Advanced Biomedical Devices and Applications. 2016. Elsevier. - 356 p.
- [7]. Мансурова Л.А., Федчишин О.В., Трофимов В.В., Зеленина Т.Г., Смолянко Л.Е. Физиологическая роль кремния. Сибирский медицинский журнал. 2009. № 7.
 С. 16-18





- [10]. Cha S., Park Y.-S. Plasma in dentistry. Clin Plasma Med. 2014 July. 2 (1). - pp. 4-10
- [11]. Arora V., Nikhil V., Suri N.K., Arora P. Cold Atmospheric Plasma (CAP) in Dentistry. Dentistry. 2014. 4. - rr. 189-193
- [12]. Giro G., Tovar N., Witek L., Marin C., Silva N.R., Bonfante E.A. et al. Osseointegration assessment of chairside argonbased nonthermal plasma-treated Ca-P coated dental implants. J. Biomed Mater Res. Part A. 2012. 101. 9. - rr. 1-6
- [13]. Duske K., Koban I., Kindel E., Schroder K., Nebe B., Holtfreter B. et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. J. Clin Periodontol. 2012. 39. - rr. 400-407

- [8]. Соснин Н.А., Ермаков С.А., Тополянский П.А. Плазменные технологии. Санкт- Петербург: Изд-во Политехнического ун-та. 2013. 406 с.
- [9]. 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
- [10]. Cha S., Park Y.-S. Plasma in dentistry. Clin Plasma Med. 2014 July. 2 (1). - pp. 4-10
- [11]. Arora V., Nikhil V., Suri N.K., Arora P. Cold Atmospheric Plasma (CAP) in Dentistry. Dentistry. 2014. 4. - pp. 189-193
- [12]. Giro G., Tovar N., Witek L., Marin C., Silva N.R., Bonfante E.A. et al. Osseointegration assessment of chairside argon-based nonthermal plasma-treated Ca-P coated dental implants. J. Biomed Mater Res. Part A. 2012. 101. 9. - pp. 1-6
- [13]. Duske K., Koban I., Kindel E., Schroder K., Nebe B., Holtfreter B. et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. J. Clin Periodontol. 2012. 39. - pp. 400-407

Author Contributions. – All the authors have made an equal contribution Conflict of Interest Statement. The authors declare no conflict of interest.

Novikov S.V. - SPIN ID: 7115-0957; ORCID ID: 0000-0002-1651-6066

Tamazov I.D. - SPIN ID: 3296-0384; ORCID ID: 0000-0002-0925-6403

Topoljanskij P.A. - SPIN ID: 8501-5706; ORCID ID: 0009-0009-6025-0021

Topoljanskij A.P. - SPIN ID: 7102-5572; ORCID ID: 0009-0000-2536-4626

For citation: Novikov S.V., Tamazov I.D., Topoljanskij P.A., Topoljanskij A.P. PARACLINICAL STUDIES OF PATEX COATING FOR DENTAL IMPLANTS // Medical & pharmaceutical journal "Pulse". – 2023;25(10):54-61. http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10-54-61.

Вклад авторов. Все авторы внесли ровный вклад.

Заявление о конфликте интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Новиков С.В. - SPIN ID: 7115-0957; ORCID ID: 0000-0002-1651-6066

Тамазов И.Д. – SPIN ID: 3296-0384; ORCID ID: 0000-0002-0925-6403

Тополянский П.А. - SPIN ID: 8501-5706; ORCID ID: 0009-0009-6025-0021

Тополянский А.П. - SPIN ID: 7102-5572; ORCID ID: 0009-0000-2536-4626

Для цитирования: Новиков С.В., Тамазов И.Д., Тополянский П.А., Тополянский А.П. ПАРАКЛИНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПОКРЫТИЯ РАТЕХ ДЛЯ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТОВ // Медико-фармацевтический журнал "Пульс". 2023;25(10):54-61. http://dx.doi.org//10.26787/nydha-2686-6838-2023-25-10-54-61.