

ВЛИЯНИЕ ПЕСКОСТРУЙНОЙ ОБРАБОТКИ И ПЛАЗМЕННО-ЭЛЕКТРОЛИТИЧЕСКОГО ОКСИДИРОВАНИЯ НА КАЧЕСТВО ПОВЕРХНОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

DOI: 10.17691/stm2023.15.6.05

УДК 616.314–089.23–71

Поступила 28.09.2023 г.

**Л.И. Зайнуллина**, к.т.н., доцент кафедры материаловедения и физики металлов¹;**Р.Г. Фаррахов**, к.т.н., доцент кафедры электронной инженерии¹;**И.А. Рамазанов**, инженер ЦКП «Нанотех»¹;**Р.З. Хаматдинов**, ассистент кафедры материаловедения и физики металлов¹;**В.С. Дюрягин**, директор²;**Е.В. Парфенов**, д.т.н., зав. кафедрой материаловедения и физики металлов¹¹Уфимский университет науки и технологий, ул. Карла Маркса, 12, Республика Башкортостан, Уфа, 450008;²ООО «НС Технология», ул. Энтузиастов, 26б, Челябинск, 454080

Титановые сплавы имеют высокую биосовместимость и поэтому находят широкое применение в производстве имплантируемых медицинских изделий. Имплантаты в свою очередь должны иметь определенные характеристики поверхности для положительного процесса остеоинтеграции. Для повышения биосовместимости, а также жизнеспособности клеток предложены многочисленные модификации поверхности имплантатов, влияющие на топографию, характеристики шероховатости и физико-химический состав поверхностного слоя.

Наиболее распространенный метод обработки поверхности дентальных имплантатов — пескоструйная обработка оксидом алюминия Al_2O_3 (корундом). Однако алюминий не является биосовместимым элементом и может способствовать развитию различных заболеваний. В настоящее время активно развивается метод плазменно-электролитического оксидирования, обеспечивающий формирование на поверхности титановых имплантатов биосовместимого оксидного покрытия на основе TiO_2 .

Цель исследования — определение остаточного содержания алюминия в поверхностном слое дентальных имплантатов после пескоструйной обработки и последующего плазменно-электролитического оксидирования для обоснования эффективной последовательности технологических операций в серийном производстве дентальных имплантатов.

Материалы и методы. Проведено исследование по установлению остаточного содержания алюминия в поверхностном слое дентального имплантата NCTi, подвергнутого двум типам обработки поверхности: пескоструйной и плазменно-электролитической (после пескоструйной).

Результаты. Пескоструйная обработка частицами оксида алюминия Al_2O_3 приводит к фиксации таких частиц с весовой долей Al, равной $2,67 \pm 0,79\%$, в поверхностном слое имплантата. Обработка дентального имплантата с помощью плазменно-электролитического оксидирования способствует снижению весовой доли Al в поверхностном слое до $0,33 \pm 0,08\%$ и значительно улучшает коррозионную стойкость имплантатов с уменьшением токов коррозии на порядок величины.

Ключевые слова: плазменно-электролитическое оксидирование; Ti-сплавы; пескоструйная обработка; биосовместимая поверхность; корунды; дентальные имплантаты.

Как цитировать: Zaynullina L.I., Farrakhov R.G., Ramazanov I.A., Khamatdinov R.Z., Dyuryagin V.S., Parfenov E.V. Impact of sandblasting and plasma electrolytic oxidation on surface quality of dental implants. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2023; 15(6): 40, <https://doi.org/10.17691/stm2023.15.6.05>

English

Impact of Sandblasting and Plasma Electrolytic Oxidation on Surface Quality of Dental Implants

L.I. Zaynullina, PhD, Associate Professor, Department of Materials Science and Physics of Metals¹;**R.G. Farrakhov**, PhD, Associate Professor, Department of Electronic Engineering¹;**I.A. Ramazanov**, Engineer, Nanotech Center¹;**R.Z. Khamatdinov**, Assistant, Department of Materials Science and Physics of Metals¹;

Для контактов: Зайнуллина Лилия Ильгизовна, e-mail: ZaynullinaLI@yandex.ru

V.S. Dyuryagin, Director²;

E.V. Parfenov, DSc, Head of the Department of Materials Science and Physics of Metals¹

¹Ufa University of Science and Technology, 12 Karl Marx St., Ufa, Republic of Bashkortostan, 450008, Russia;

²NS Technology LLC, 26B Entuziastov St., Chelyabinsk, 454080, Russia

Titanium alloys have high biocompatibility, and, therefore, they are widely used in the production of implantable medical devices. Implants, in turn, must have certain surface properties for a positive osseointegration. To improve biocompatibility, as well as cell viability, numerous implant surface modifications have been proposed in order to improve topography, roughness parameters, and surface layer chemical and phase compositions.

The most common type of surface treatment for dental implants involves sandblasting with aluminum oxide Al_2O_3 (corundum). However, aluminum is not a biocompatible element, and it can contribute to development of various diseases. Currently, the method of plasma electrolytic oxidation is being actively developed to ensure formation of a biocompatible TiO_2 -based oxide coating on the surface of titanium implants.

The aim of the study was to establish the residual aluminum content in the surface layer of dental implants after sandblasting and subsequent plasma electrolytic oxidation to justify the effective process sequence in serial production of dental implants.

Materials and Methods. The research was conducted to establish the residual content of aluminum in the surface layer of the NCTi implant subjected to two surface treatment methods: sandblasting and plasma electrolytic oxidation following the sandblasting.

Results. Sandblasting with Al_2O_3 particles leads to fixation of such particles with Al weight fraction of $2.67 \pm 0.79\%$ in the surface layer of the implant. Treatment of a dental implant using plasma electrolytic oxidation helps to reduce the Al weight fraction in the surface layer to $0.33 \pm 0.08\%$ and significantly improves the implant corrosion resistance with a decrease in corrosion currents by an order of magnitude.

Key words: plasma electrolytic oxidation; Ti alloys; sandblasting; biocompatible surface; corundum; dental implants.

Введение

Характеристики поверхности имплантата оказывают существенное влияние на процесс остеоинтеграции [1]. Имплантируемые медицинские изделия чаще всего изготавливают из сплавов на основе титана [2]. Клеточные реакции напрямую зависят от химических и физических характеристик имплантата, в частности от размера частиц, химического состава и структуры поверхности, геометрии внутренней и внешней резьбы [3]. Способность мезенхимальных стволовых клеток человека прикрепляться к гладкой поверхности титана низкая и может приводить к образованию слоя фиброзной ткани между имплантатом и окружающей костью и, как следствие, к процессу фиброостеоинтеграции с последующим развитием мукозита и перимплантита с выпадением дентальных имплантатов [4, 5]. Для решения этой проблемы и повышения биосовместимости, а также жизнеспособности клеток предложены многочисленные модификации поверхности имплантатов, влияющие на топографию, характеристики шероховатости и химический состав поверхности [6, 7].

Среди известных технологий обработки поверхности, способствующих улучшению остеоинтеграции, пескоструйная обработка и последующее химическое травление кислотой считаются в настоящее время наиболее эффективными [8]. Пескоструйная обработка представляет собой направленное воздействие струи абразивного материала на поверхность имплантата под высоким давлением для создания поверхности с заданной шероховатостью (R_a от 1 до 3 мкм) [9]. Пескоструйная обработка поверхности оксидом алюминия (корундом) является наиболее распространенной. Однако после такой обработки на поверхности

имплантата присутствует алюминий, к которому стоит относиться с большой осторожностью, так как под его воздействием возможно разрушение тканей. В связи с этим рекомендуются процедуры, исключающие струйную обработку оксидом алюминия или снижающие его влияние на состав поверхностного слоя [10].

Наряду с пескоструйной обработкой плазменно-электролитическое оксидирование (ПЭО) поверхности имплантатов представляет собой современную технологию создания оксидного покрытия с улучшенной биосовместимостью [11]. При данном методе значение шероховатости поверхности Ra сохраняется на уровне 1,0–1,5 мкм, а покрытие толщиной 10–20 мкм имеет пористую структуру и обеспечивает хорошую коррозионную стойкость [12]. Согласно недавним исследованиям, дентальные имплантаты с ПЭО-покрытием имеют повышенную биологическую совместимость [13].

Цель исследования — определение остаточного содержания алюминия в поверхностном слое дентальных имплантатов после пескоструйной обработки и последующего плазменно-электролитического оксидирования для обоснования эффективной последовательности технологических операций в серийном производстве дентальных имплантатов.

Материалы и методы

В качестве образцов для исследования были выбраны имплантаты NCTi ($n=6$), изготовленные ООО «НС Технология» из титана Grade 4. Размеры имплантатов составили $\varnothing 4 \times 10$ мм. Обработку поверхности проводили двумя различными методами: первый заключался в пескоструйной обработке; второй представлял собой ПЭО образцов после пескоструйной обработки.

Пескоструйную обработку имплантатов проводили на абразивоструйной установке инжекторного типа в ООО «НС Технология» путем обдува частицами оксида алюминия Al_2O_3 (корунда) зернистостью M32 по ГОСТ 3647-80 под давлением сжатого воздуха 3–4 кгс/см² и расходом 0,5–0,7 м³ в минуту.

Полученные после пескоструйной обработки образцы имплантатов очищали в ультразвуковой ванне в изопропиловом спирте в течение 5 мин. Далее три образца были подвергнуты ПЭО, после чего их промывали в дистиллированной воде в ультразвуковой ванне в течение 5 мин.

Эксперименты по ПЭО проводили в Уфимском университете науки и технологий на автоматизированной технологической установке мощностью 50 кВт, которая позволяет программно управлять параметрами процесса ПЭО и поддерживать их на заданном уровне с высокой точностью. Система сбора данных автоматизированной установки выполнена на основе платы L-Card L-502 (L-Card, Россия) и программного обеспечения АСУ ТП на основе LabVIEW академической версии [14].

Плазменно-электролитическое оксидирование проводили в пластиковой емкости объемом 5 л, внутри которой расположен теплообменник из нержавеющей стали, выполняющий также роль катода. Обрабатываемый образец имплантата выполнял роль анода. Температуру электролита поддерживали на уровне $20 \pm 1^\circ C$ при помощи микроконтроллерного управления. ПЭО осуществляли в импульсном биполярном режиме при стабилизации напряжения импульсов [12] в течение 2 мин. Обработку проводили в щелочном фосфатном электролите с проводимостью 15,3 мСм/см.

Сформированные покрытия на образцах имплантатов исследовали на растровом электронном микроскопе (РЭМ) JSM-6490LV (JEOL, Япония) при увеличениях 20, 500, 1000 с приставкой для элементного микроанализа INCA-Sight (Oxford Instruments, Великобритания). Проводили не менее 8 замеров картирования содержания элементов на изображении размером 1200×1200 и 400×400 мкм.

Электрохимические характеристики исследовали с помощью потенциостата Р-5Х (ООО «Элинс», Россия)

в растворе Рингера ($pH=7,4$) в трехэлектродной ячейке объемом 100 мл с хлоридсеребряным электродом сравнения ($E_0=0,222$ В) и графитовым противоз электродом. Измерение поляризационных кривых проводили в диапазоне от -350 до $+1000$ мВ относительно установившегося электродного потенциала со скоростью сканирования 0,25 мВ/с. Потенциал свободной коррозии и ток коррозии вычисляли с помощью tafelевского участка катодной ветви поляризационной кривой. Поляризационное сопротивление определяли по наклону поляризационной кривой в области ± 10 мВ относительно потенциала свободной коррозии. Все испытания выполняли по три раза на каждый тип образца для определения стандартного отклонения.

Статистическая обработка данных. Для анализа изображений поверхности имплантатов проводили съемку на РЭМ с осуществлением элементного микроанализа (не менее 8 кадров с различных мест поверхности). Среднее значение параметров и среднеквадратичное отклонение определяли с помощью пакета программ Microsoft Excel 2017.

Результаты

Внешний вид имплантата NCTi после механической обработки формообразования представлен на рис. 1. После такой обработки наблюдаются заусенцы, обра-

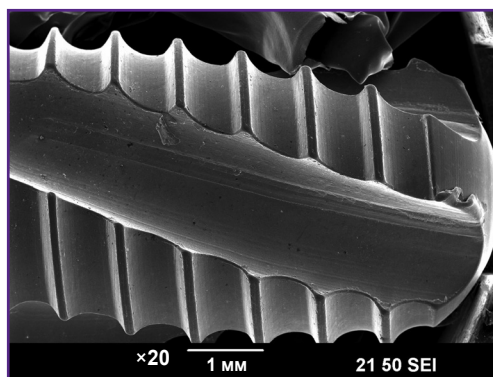


Рис. 1. Внешний вид имплантата NCTi после механической обработки

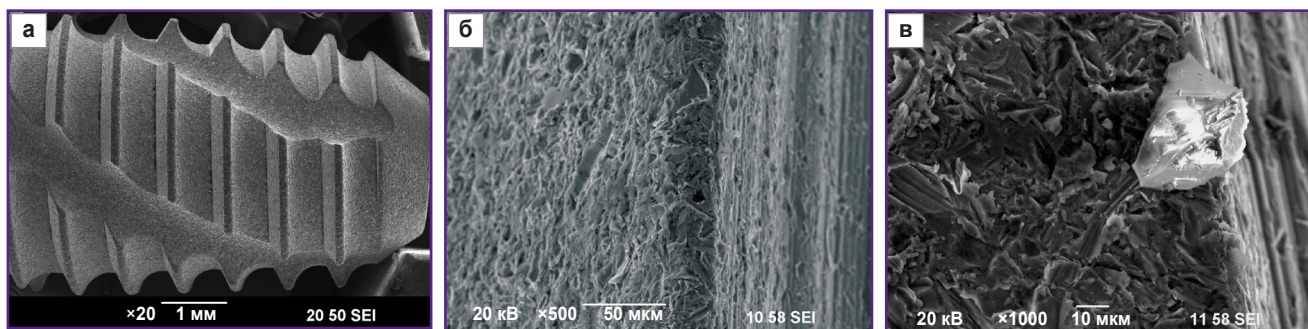


Рис. 2. РЭМ-изображение имплантата NCTi после пескоструйной обработки: а — внешний вид; б — изображение поверхности имплантата; в — частица корунда, внедрившаяся в поверхностный слой после обработки

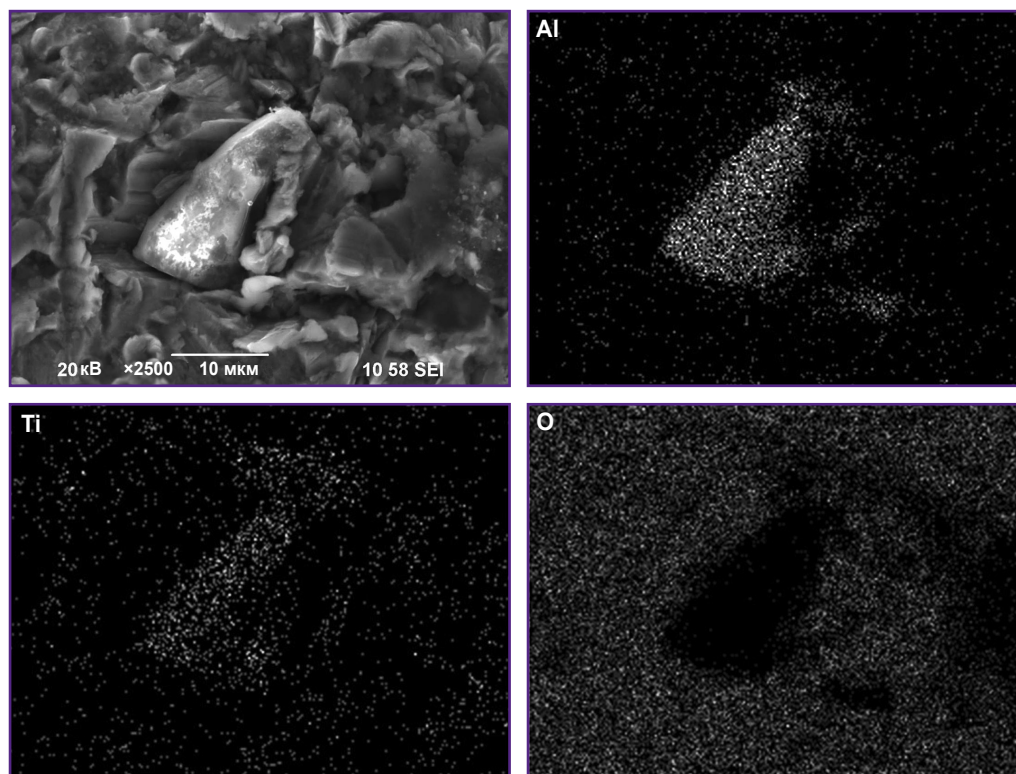


Рис. 3. Картирование частиц корунда Al_2O_3 после пескоструйной обработки титанового имплантата, $\times 2500$

зовавшиеся в результате пластической деформации материала при резании.

Для устранения заусенцев и создания шероховатой поверхности, которая более благоприятна для закрепления клеток кости при остеоинтеграции (рис. 2, а), применяли пескоструйную обработку. Шероховатая поверхность формируется в результате механического воздействия острыми гранями корундовых частиц (рис. 2, б). При увеличении в 1000 раз на РЭМ-изображении можно рассмотреть частицы корунда, внедрившиеся в поверхностный слой (рис. 2, в).

Пример картирования частиц, проведенного в ходе определения элементного состава, представлен на рис. 3. Анализ элементного состава подтверждает, что частицей является кристалл Al_2O_3 . Размер частиц корунда составляет от 10 до 30 мкм в соответствии с маркой фракции М32.

Исследование поверхности имплантата методом РЭМ после пескоструйной обработки показало равномерное распределение частиц корунда на поверхности (отмечены желтыми кружками на рис. 4).

Элементный состав поверхностного слоя (в весовых %, вес.%), определенный с анализируемых участков, аналогичных рис. 4, приведен в табл. 1. Как показывает анализ, основными выявленными элементами являются Na, Al, P, Ca и Ti. Среднее содержание алюминия, определенное по РЭМ-изображениям размерами 1200×1200 и 400×400 мкм, составляет $2,67 \pm 0,79\%$ (см. табл. 1).

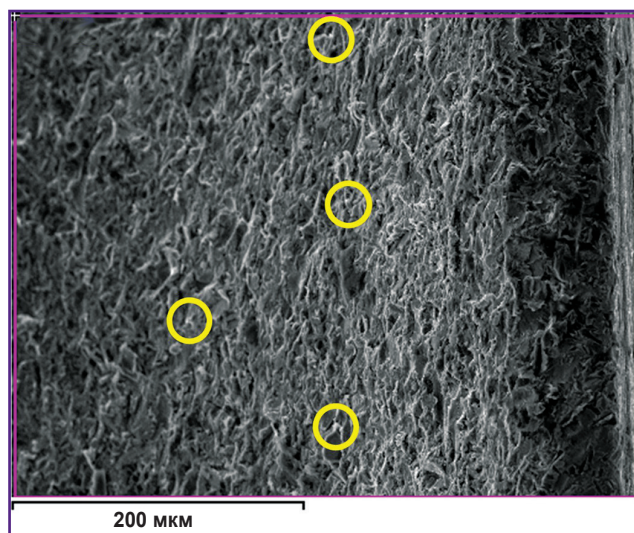


Рис. 4. Изображение поверхности имплантата после пескоструйной обработки с отмеченными частицами корунда (желтые кружки)

Внешний вид имплантата NCTi после ПЭО представлен на рис. 5, а. ПЭО создает оксидный слой толщиной 10–20 мкм на поверхности титанового имплантата [11]. Как показали результаты предварительных экспериментов по отработке технологии, для получения равномерного ПЭО-покрытия на имплантатах необходима предобработка поверхности в виде пе-

Таблица 1

Результаты элементного анализа образцов имплантатов после пескоструйной обработки, вес. %

РЭМ-изображение	Na	Al	P	Ca	Ti
1	4,53	3,18	4,81	3,10	84,38
2	4,25	2,74	3,71	2,48	86,82
3	3,20	2,40	2,58	1,68	90,14
4	4,12	4,30	4,25	2,42	84,91
5	3,32	2,04	2,45	1,46	90,73
6	2,91	2,16	2,46	1,59	90,88
7	3,10	1,83	3,51	1,75	89,81
8	4,01	2,68	2,96	1,95	88,41
Среднее (итого 100%)	3,69	2,67	3,34	2,05	88,25
Среднеквадратическое отклонение	0,62	0,79	0,88	0,56	2,59

скоструйной обработки для создания благоприятных условий появления микроразрядов. Сформированное покрытие состоит из анатаза TiO_2 (60–70%) и рутила TiO_2 (40–30%) [12].

Исследование методом РЭМ показало, что ПЭО-покрытие на имплантатах имеет шероховатую поверхность, также видны округлые поры (рис. 5, б). Стоит отметить, что следы механической пескоструйной предобработки не видны, так как за счет воздействия микроразрядов в ходе ПЭО поверхность окисляется и оксид переплавляется. Поры в покрытии являются результатом действия микроразрядов; диаметр крупных пор достигает 5–6 мкм.

Исследование покрытия на поверхности имплантата методом картирования элементного состава после пескоструйной обработки с последующим ПЭО подтверждает присутствие частиц корунда (рис. 6). Сравнивая рис. 4 и 6, можно отметить уменьшение доли частиц корунда на микрофотографии одного размера.

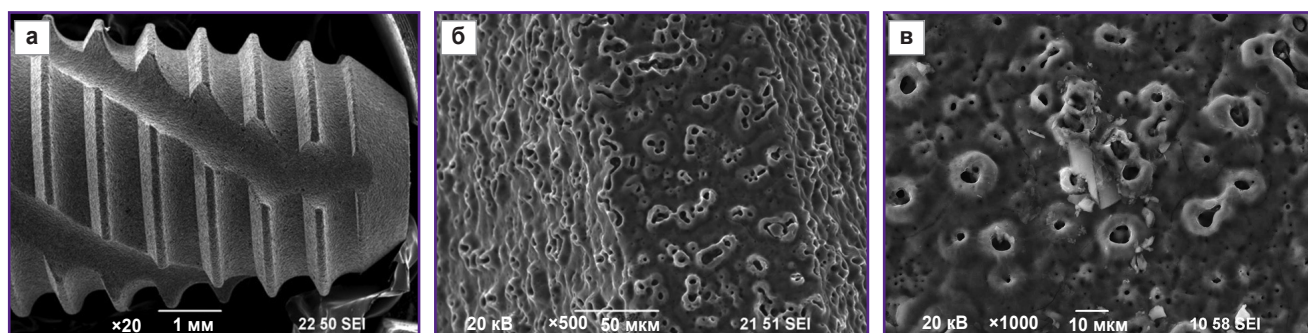


Рис. 5. РЭМ-изображение имплантата NCTi после пескоструйной обработки и последующего ПЭО: а — внешний вид; б — поверхность имплантата; в — частица корунда в ПЭО-покрытии

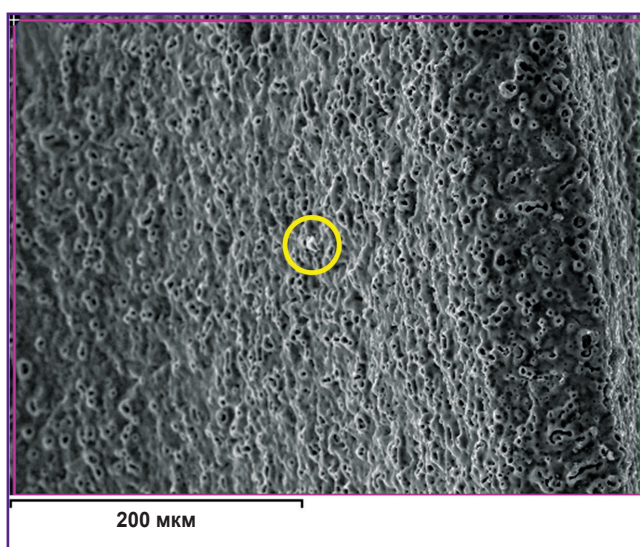


Рис. 6. Изображение поверхности имплантата после пескоструйной обработки с последующим ПЭО с отмеченной частицей корунда (желтый кружок)

Таблица 2

Результаты элементного анализа образцов имплантатов после пескоструйной обработки и плазменно-электролитического оксидирования, вес. %

РЭМ-изображение	O	Na	Al	P	Ti
1	53,92	0,55	0,35	6,76	38,41
2	52,67	1,04	0,23	6,73	39,34
3	54,14	0,69	0,29	6,34	38,54
4	56,21	0,72	0,35	6,30	36,42
5	51,96	1,05	0,20	7,03	39,77
6	54,43	0,42	0,37	6,57	38,63
7	49,70	0,55	0,43	6,84	42,48
8	55,19	0,69	0,40	6,31	37,42
Среднее (итого 100%)	53,53	0,71	0,33	6,61	38,82
Среднеквадратическое отклонение	2,04	0,23	0,08	0,27	1,79

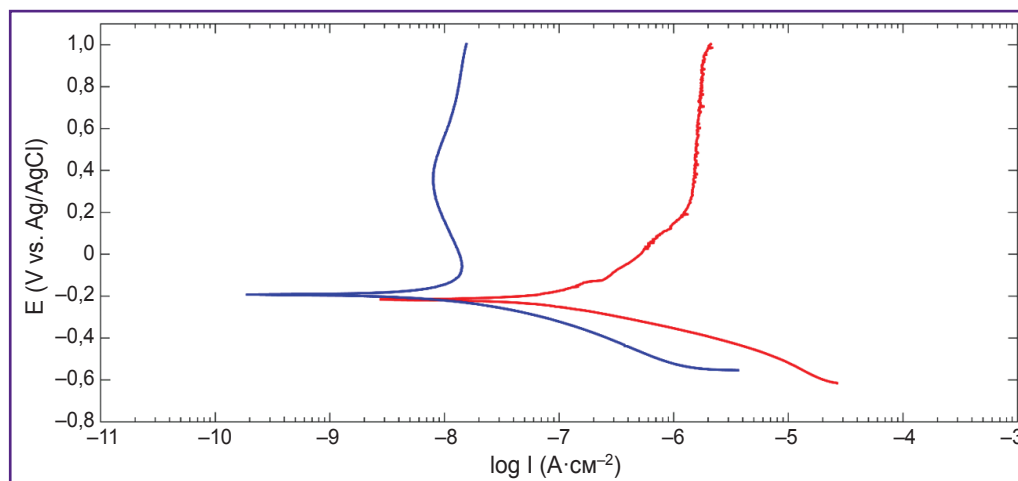


Рис. 7. Поляризационные кривые для образцов после пескоструйной обработки (выделена красным цветом) и после пескоструйной обработки с последующим ПЭО (выделена синим цветом)

Таблица 3

Результаты расчета коррозионных параметров

Образец	E_{corr} (В)	i_{corr} (нА/см ²)	R_p (МОм·см ²)
Пескоструй	$-0,215 \pm 0,070$	$52,10 \pm 3,16$	$0,35 \pm 0,08$
Пескоструй+ПЭО	$-0,193 \pm 0,080$	$5,75 \pm 0,81$	$3,33 \pm 0,42$

Примечание: данные представлены как среднее и среднеквадратичное отклонение.

В табл. 2 приведен элементный состав поверхностного слоя (вес.%), определенный с участков, аналогичных представленному на рис. 6.

Основными элементами в поверхностном слое являются O, Na, Al, P и Ti. Как видно, среднее содержание алюминия, определенное по РЭМ-изображениям размерами 1200×1200 и 400×400 мкм, составляет $0,33 \pm 0,08\%$.

На рис. 7 представлены результаты исследования электрохимических характеристик имплантатов после пескоструйной обработки и пескоструйной обработки с последующим ПЭО. Поляризационные кривые образцов (см. рис. 7) имеют tafelевские участки только на катодных ветвях. На анодной ветви поляризационной кривой образца с ПЭО-покрытием наблюдается участок пассивации, что видно по уменьшению тока при увеличении потенциала от $-0,1$ до $0,4$ В.

Значения рассчитанных коррозионных параметров представлены в табл. 3. ПЭО приводит к смещению значения потенциала свободной коррозии E_{corr} в большую сторону, тем самым поверхность пассивируется. ПЭО-покрытие значительно улучшает коррозионную стойкость вследствие уменьшения значения тока коррозии i_{corr} на порядок величины. Поляризационное сопротивление также увеличивается, что хорошо согласуется со значениями токов коррозии.

Обсуждение

Результаты проведенного исследования позволяют предложить механизм воздействия рассмотренных методов обработки поверхности имплантатов на включение частиц корунда. На рис. 8 представлено схематическое изображение различных методов обработки поверхности имплантата, применяемых последовательно: механическая обработка, пескоструйная обработка, ПЭО.

В результате механической обработки происходит формообразование имплантата (на рис. 8 показан условный профиль резьбы дентального имплантата), при этом неизбежно появление заусенцев на острых краях резьбы. В ходе пескоструйной обработки заусенцы механически удаляются, формируется шероховатая поверхность. Однако частицы корунда застревают в поверхностном слое. В результате идентифицируется порядка 3 вес.% алюминия в составе поверхностного слоя (табл. 4).

Последующее ПЭО воздействует на металлическую проводящую поверхность титана через электрохимическое анодное растворение в сочетании с выделением кислорода при электролизе воды, что приводит к образованию на поверхности оксидов TiO₂ (рутил и анатаз) [11]. Данный механизм не влияет на диэлектрические частицы корунда Al₂O₃. Однако ги-

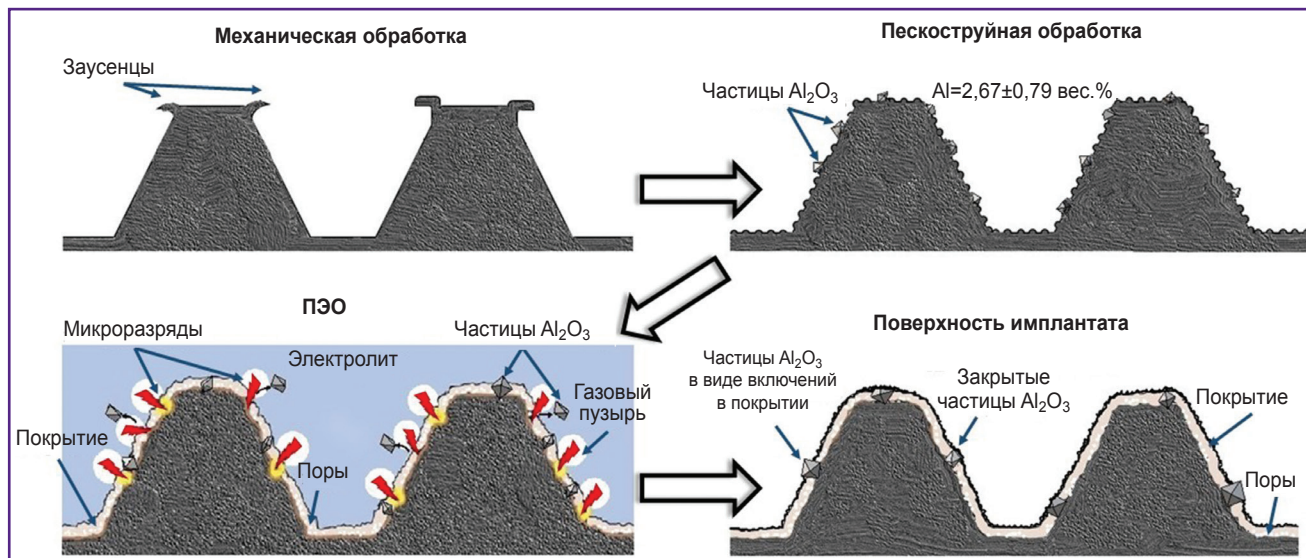


Рис. 8. Схематическое представление различных методов обработки поверхности имплантата

Таблица 4

Сравнительное содержание алюминия в поверхностном слое имплантатов после различных видов обработки, вес.%

Метод	Среднее содержание Al	Стандартное отклонение
Пескоструйная обработка	2,67	0,79
Пескоструйная обработка и последующее ПЭО	0,33	0,08

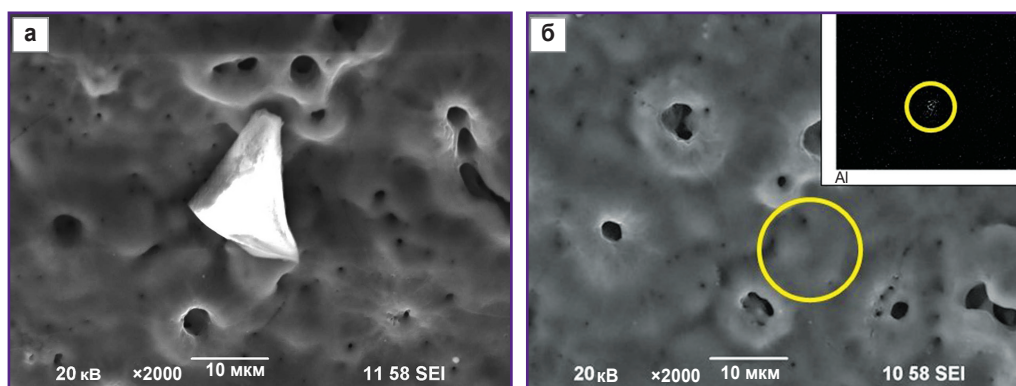


Рис. 9. Изображение частицы корунда:

а — частица, выступающая из ПЭО-покрытия; б — частица, скрытая в ПЭО-покрытии (отмечено желтым кружком); в правом верхнем углу картирование Al-частицы

дродинамическое воздействие микроразрядов и парогазовых пузырьков, в которых развивается плазменный микроразряд, оказывает заметное влияние в отношении сравнительно крупных частиц корунда, застрявших в поверхностном слое. Такие частицы механически высвобождаются из поверхностного слоя. При этом некоторые частицы остаются закрепленными на поверхности, и ПЭО-покрытие растет вокруг них. В результате содержание алюминия в составе поверхностного слоя снижается до 0,3 вес. % (см. табл. 4).

Данная гипотеза подтверждается результатами исследований методом РЭМ и картированием элементов. При увеличении 2000 в ПЭО-покрытии возможно рассмотреть частицы корунда, внедрившиеся в поверхностный слой (рис. 9, а). С учетом того, что размер частиц корунда сопоставим с толщиной покрытия, некоторые частицы оказываются не закрытыми полностью ПЭО-покрытием (см. рис. 9, а), а некоторые частицы закрываются (рис. 9, б). Следовательно, частицы размером менее 10 мкм оказываются закрытыми

ПЭО-покрытием, частицы большего размера видны как включения в ПЭО-покрытие.

Таким образом, процесс ПЭО существенно снижает содержание частиц корунда в поверхностном слое после пескоструйной обработки, что позволяет уменьшить вероятность отторжения имплантата, так как с поверхности дентальных имплантатов такие частицы вовлекаются в процесс остеоинтеграции и оказывают влияние на ее характер. Эмиссия частиц с поверхности имплантата в костное ложе и их контакт с тканевыми клетками, а также клетками иммунной системы приводят либо к остеоинтеграции с формированием костной структуры, либо к возникновению осложнений в виде воспаления, аллергической реакции и идиосинкразии [15].

Заключение

Применение пескоструйной обработки приводит к формированию шероховатого рельефа поверхности, механическому снятию заусенцев, образовавшихся после формообразования имплантата резанием. Для получения равномерного покрытия на всех участках имплантата NCTi перед плазменно-электролитическим оксидированием необходима предобработка поверхности в виде пескоструйной обработки.

Пескоструйная обработка частицами корунда Al_2O_3 размером 10–30 мкм приводит к фиксации небольшой доли частиц в поверхностном слое имплантата. Весовая доля алюминия в поверхностном слое имплантата по результатам элементного микроанализа составляет $2,67 \pm 0,79\%$. Плазменно-электролитическое оксидирование способствует снижению весовой доли алюминия в поверхностном слое имплантата до $0,33 \pm 0,08\%$. ПЭО-покрытие значительно улучшает коррозионную стойкость вследствие уменьшения значения тока коррозии i_{corr} на порядок величины.

Механизмы снижения доли алюминия за счет плазменно-электролитического оксидирования заключаются в механическом удалении частиц с помощью микроразрядов и в маскировке частиц корунда в толщине покрытия.

Снижение доли алюминия, привносимого частицами корунда при пескоструйной обработке, и повышение коррозионной стойкости поверхностного слоя за счет применения метода плазменно-электролитического оксидирования положительно сказываются на биосовместимости титанового имплантата.

Финансирование исследования. Работа поддержана грантом Российского научного фонда №20-69-47029 «Наноструктурные сверхупругие сплавы Ti–Zr–Nb для костных имплантатов с повышенной биосовместимостью, достигаемой плазменно-электролитическим оксидированием поверхности». Ссылка на информацию о проекте: <https://rscf.ru/en/project/20-69-47029/>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов. В.С. Дюрягин участвовал в постановке задачи исследования и в обсуждении результатов. ООО «НС Технология» участвовало в исследовании путем предоставления образцов имплантатов, но не влияло на результаты исследований.

Литература/References

1. Velasco-Ortega E., Alfonso-Rodríguez C.A., Monsalve-Guil L., España-López A., Jiménez-Guerra A., Garzón I., Alaminos M., Gil F.J. Relevant aspects in the surface properties in titanium dental implants for the cellular viability. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016; 64: 1–10, <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.03.049>.
2. Мамонов А.М., Чернышова Ю.В., Сафарян А.И., Карпов В.Н., Сарычев С.М. Исследование влияния инновационных технологий обработки на структуру и физико-химические свойства циркониевого и титанового сплавов для имплантируемых медицинских изделий. *Titan* 2015; 4: 4–11.
3. Mamonov A.M., Chernyshova Yu.V., Safaryan A.I., Karpov V.N., Sarychev S.M. Study on effect of innovative treatment technologies on structure and physicochemical properties of zirconium and titanium alloys for implanted medical products. *Titan* 2015; 4: 4–11.
4. Shin Y., Akao M. Tissue reactions to various percutaneous materials with different surface properties and structures. *Artif Organs* 1997; 21(9): 995–1001, <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1997.tb00514.x>.
5. Kim H., Choi S.H., Ryu J.J., Koh S.Y., Park J.H., Lee I.S. The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. *Biomed Mater* 2008; 3(2): 025011, <https://doi.org/10.1088/1748-6041/3/2/025011>.
6. Labis V., Bazikyan E., Zhigalina O., Sizova S., Oleinikov V., Khmelenin D., Dyachkova I., Zolotov D., Buzmakov A., Asadchikov V., Khaidukov S., Kozlov I. Assessment of dental implant surface stability at the nanoscale level. *Dent Mater* 2022; 38(6): 924–934, <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.03.003>.
7. Aparicio C., Rodríguez D., Gil F.J. Variation of roughness and adhesion strength of deposited apatite layers on titanium dental implants. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2011; 31(2): 320–324, <https://doi.org/10.1016/j.msec.2010.09.018>.
8. Скворцова С.В., Орлов А.А., Спектор В.С., Заиров А.В., Лиджиев А.А. Влияние упрочняющей термической обработки на твердость титанового сплава VT6. *Titan* 2022; 3–4: 11–18.
9. Skvortsova S.V., Orlov A.A., Spektor V.S., Zairov A.V., Lidzhiev A.A. Influence of hardening heat treatment on the hardness of VT6 titanium alloy. *Titan* 2022; 3–4: 11–18.
10. Cochran D.L., Schenk R.K., Lussi A., Higginbottom F.L., Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998; 40(1): 1–11, [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(199804\)40:1<1::aid-jbm1>3.0.co;2-q](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(199804)40:1<1::aid-jbm1>3.0.co;2-q).
11. Bosshardt D.D., Chappuis V., Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000* 2017; 73(1): 22–40, <https://doi.org/10.1111/prd.12179>.
12. Darwell B.W., Samman N., Luk W.K., Clark R.K.,

Tideman H. Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting. *J Dent* 1995; 23(5): 319–322, [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(94\)00003-x](https://doi.org/10.1016/0300-5712(94)00003-x).

11. Aliofkhaezai M., Macdonald D.D., Matykina E., Parfenov E.V., Egorkin V.S., Curran J.A., Troughton S.C., Sinebryukhov S.L., Gnedenkov S.V., Lampke T., Simchen F., Nabavi H.F. Review of plasma electrolytic oxidation of titanium substrates: mechanism, properties, applications and limitations. *Appl Surf Sci Adv* 2022; 5: 100121, <https://doi.org/10.1016/j.apsadv.2021.100121>.

12. Aubakirova V., Farrakhov R., Sharipov A., Polyakova V., Parfenova L., Parfenov E. Investigation of biocompatible PEO coating growth on cp-Ti with in situ spectroscopic methods. *Materials (Basel)* 2022; 15(1): 9, <https://doi.org/10.3390/ma15010009>.

13. Muraev A.A., Murzabekov A.I., Ivanov S.Yu., Tarasov Yu.V., Orlov E.A., Dolgalev A.A. Plasma electrolytic oxidation for dental implant surface treatment. *Sovremennye*

tehnologii v medicine 2023; 15(3): 18, <https://doi.org/10.17691/stm2023.15.3.02>.

14. Парфенов Е.В., Фаррахов Р.Г., Мукаева В.Р., Горбатков М.В., Мелемчук И.А., Стоцкий А.Г., Чернейкина Я.В. Автоматизированная технологическая установка для исследования электролитно-плазменных процессов. *Вестник УГАТУ* 2016; 20(4): 23–31.

Parfenov E.V., Farrahov R.G., Mukaeva V.R., Gorbatkov M.V., Melemchuk I.A., Stockiy A.G., Cherneykina Y.V. Automated technological equipment for research into electrolytic plasma processes. *Vestnik UGATU* 2016; 20(4): 23–31.

15. Лабис В.В., Базикян Э.А., Козлов И.Г., Сизова С.В., Хайдуков С.В. Наноразмерные частицы — участники остеоинтеграции. *Бюллетень Оренбургского научного центра УрО РАН* 2016; 1: 5.

Labis V.V., Bazikyan E.A., Kozlov I.G., Sizova S.V., Khaidukov S.V. Nanosized particles in osseointegration. *Bulleten' Orenburgskogo nauchnogo centra UrO RAN* 2016; 1: 5.