

# МОДИФИКАЦИЯ ПОВЕРХНОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С ПОМОЩЬЮ ПЛАЗМЕННОГО ЭЛЕКТРОЛИТИЧЕСКОГО ОКСИДИРОВАНИЯ

DOI: 10.17691/stm2023.15.3.02

УДК 616.314–089.23–77

Поступила 15.02.2023 г.



**А.А. Мураев**, д.м.н., профессор кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии<sup>1</sup>;

**А.И. Мурзабеков**, хирург-стоматолог, начальник центра оказания медицинской помощи при стоматологических заболеваниях<sup>2</sup>;

**С.Ю. Иванов**, д.м.н., профессор, член-корреспондент РАН, зав. кафедрой челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии<sup>1</sup>; зав. кафедрой челюстно-лицевой хирургии<sup>3</sup>;

**Ю.В. Тарасов**, генеральный директор<sup>4</sup>;

**Е.А. Орлов**, зав. лабораторией<sup>4</sup>;

**А.А. Долгалев**, д.м.н., профессор кафедры стоматологии общей практики<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Российский университет дружбы народов, ул. Миклухо-Маклая, 6, Москва, 117198;

<sup>2</sup>Центральная клиническая больница с поликлиникой Управления делами Президента Российской Федерации, ул. Маршала Тимошенко, 11/2, Москва, 121359;

<sup>3</sup>Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова (Сеченовский университет), ул. Трубецкая, 8/2, Москва, 119991;

<sup>4</sup>ООО «Бета-Тех Медицина», Большой бульвар, 42, стр. 1, Можайский район, Инновационный центр Сколково, Москва, 121205;

<sup>5</sup>Ставропольский государственный медицинский университет, ул. Мира, 310, Ставрополь, 355017

Современные технологии плазменного электролитического оксидирования (ПЭО) для модификации поверхности дентальных имплантатов из медицинского сплава титана Grade IV обеспечивают предсказуемые долгосрочные результаты протезирования.

**Цель исследования** — оценить эффективность использования технологии ПЭО путем сравнения результатов двух вариантов модификации поверхности дентальных имплантатов из медицинского сплава титана BT1-0.

**Материалы и методы.** Для исследования были изготовлены 50 дентальных имплантатов ИРИС («НПК ЛИКОСТОМ», Россия) из сплава BT1-0 длиной 10 мм и диаметром 4 мм. Поверхность имплантатов обрабатывали двумя способами ПЭО: 1) в водном растворе щелочного электролита без применения дополнительных модификаторов (ПЭО-Ti); 2) — в водном растворе электролита на основе ортофосфорной кислоты, содержащего карбонат кальция (ПЭО-Ca). В качестве контрольных образцов выступали имплантаты из сплава BT1-0 после фрезеровки без дополнительной обработки. Поверхности всех имплантатов изучали методами электронной микроскопии и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии. Часть имплантатов устанавливали овцам, затем в срок 2, 4, 8 нед получали образцы и изучали их методом микрокомпьютерной томографии.

**Результаты.** У образцов после модификации поверхности методом ПЭО независимо от состава электролита формируется высокоразвитая пористая поверхность. Поверхность образцов ПЭО-Ti в простом электролите характеризуется наличием большого числа открытых пор с распределением их размеров в широких пределах — от 200 нм до 3 мкм. Это распределение имеет мономодальный вид с максимумом вблизи 0,23 мкм. Образцы ПЭО в электролите с Ca имеют поры также в широких пределах размеров: от ~80 нм до 7 мкм, однако их распределение в отличие от ПЭО-Ti носит бимодальный характер с основным максимумом в районе 1,05 мкм и сопутствующим максимумом вблизи 2,45 мкм.

Полученные поверхности обоих видов обладают высокой чистотой и оптимальной микрошероховатостью для остеоинтеграции. Оба вида обработки (ПЭО с Ca и Ti) продемонстрировали сходный остеоинтегративный потенциал, тем не менее поверхность ПЭО-Ca, очевидно благодаря наличию кальция в ее составе, показала лучший контакт с окружающей костной тканью (49,8%), чем ПЭО-Ti (42,4%).

**Заключение.** Поверхности имплантатов, сформированных с использованием ПЭО, при любых вариантах обработки демонстрируют высокие остеоинтегративные свойства и перспективны для применения при остеопорозе.

**Ключевые слова:** дентальные имплантаты; остеоинтеграция; технологии обработки поверхности имплантатов; плазменное электролитическое оксидирование; гидроксипатит; гидроксифосфат кальция.

**Как цитировать:** 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>

Для контактов: Мураев Александр Александрович, e-mail: [muraev\\_aa@pfur.ru](mailto:muraev_aa@pfur.ru)

## Plasma Electrolytic Oxidation for Dental Implant Surface Treatment

**A.A. Muraev**, MD, DSc, Professor, Department of Oral and Maxillofacial Surgery<sup>1</sup>;  
**A.I. Murzabekov**, Oral Surgeon, Head of the Center for Medical Care in Dental Diseases<sup>2</sup>;  
**S.Yu. Ivanov**, MD, DSc, Professor, Correspondent Member of Russian Academy of Sciences,  
 Head of the Department of Oral and Maxillofacial Surgery<sup>1</sup>; Head of the Department  
 of Maxillofacial Surgery<sup>3</sup>;  
**Yu.V. Tarasov**, General Director<sup>4</sup>;  
**E.A. Orlov**, Head of the Laboratory<sup>4</sup>;  
**A.A. Dolgalev**, MD, DSc, Professor, Department of General Dental Practice<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Peoples' Friendship University of Russia (RUDN University), 6 Miklukho-Maklaya St., Moscow, 117198, Russia;

<sup>2</sup>The Central Clinical Hospital with a Polyclinic of the Presidential Administration of the Russian Federation,  
 15 Marshal Timoshenko St., Moscow, 121359, Russia;

<sup>3</sup>I.M. Sechenov First Moscow State Medical University, 8/2 Trubetskaya St., Moscow, 119991, Russia;

<sup>4</sup>Beta-Tech Medicine LLC, Bldg 1, 42 Bolshoy Boulevard, Mozhaisky District, Skolkovo Innovation Center,  
 Moscow, 121205, Russia;

<sup>5</sup>Stavropol State Medical University, 310 Mira St., Stavropol, 355017, Russia

Current technologies of plasma electrolytic oxidation (PEO) for modifying the surfaces of dental implants made of the Grade IV titan alloy provide predictable long-term results in implant dentistry.

**The aim of the study** is to evaluate the efficacy of PEO technology comparing two types of surface modification of dental implants made of VT1-0 medical titanium alloy.

**Materials and Methods.** 50 IRIS dental implants (Scientific Production Company LICOSTOM, Russia), 10-mm long and 4 mm in diameter, were manufactured from the VT1-0 alloy. The implant surface was treated by two PEO methods: 1) in the aqueous solution of alkaline electrolyte without any additional modifiers (PEO-Ti); 2) in the aqueous solution of orthophosphoric acid-based electrolyte containing calcium carbonate (PEO-Ca). Implants made of VT1-0 alloy after milling and without additional treatment served as control samples. The implant surfaces were studied by electron microscopy and energy dispersive X-ray spectrometry. Some of the implants were installed in sheep, samples were obtained at 2, 4, and 8 weeks and studied by microcomputer tomography.

**Results.** Regardless of the electrolyte composition, a highly developed porous surface was formed in the samples with PEO-modified surfaces. The surface of the PEO-Ti samples in a simple unmodified electrolyte was characterized by a large number of open pores with a wide range of size distribution from 200 nm to 3  $\mu\text{m}$ . The pore size distribution was of a monomodal character, with a maximum near 0.23  $\mu\text{m}$ . The PEO samples in the Ca-containing electrolyte had pores also in a wide range from ~80 nm to ~7  $\mu\text{m}$ . The pore distribution, in contrast to PEO-Ti, was bimodal in nature, with the main maximum in the region of 1.05  $\mu\text{m}$  and the concomitant maximum near 2.45  $\mu\text{m}$ .

The obtained surfaces of both types (PEO with Ca and Ti) possessed high purity and optimal microroughness for osseointegration. Both types of PEO treatment (PEO with Ca and Ti) have demonstrated a similar osseointegrative potential, nevertheless, the surface of the PEO-Ca showed a better contact with the implant surface (49.8%) than PEO-Ti (42.4%) obviously due to the presence of calcium in its composition.

**Conclusion.** The PEO-formed implant surfaces demonstrate high osseointegrative properties after any variants of treatment and show the potential for application in osteoporosis.

**Key words:** dental implant; osteointegration; implant surface treatment techniques; plasma electrolytic oxidation; hydroxyapatite; calcium hydroxyphosphate.

### Введение

Дентальные имплантаты (ДИ) прочно вошли в повседневную стоматологическую практику, они обеспечивают предсказуемые долгосрочные результаты протезирования [1–5]. Анализ литературных данных свидетельствует о наличии большого количества составляющих, способствующих успешной остеоинтеграции ДИ, при этом доминирующая роль принадлежит чистоте и микроструктуре их поверхности [6, 7]. Установлено, что высокая степень шероховатости

обеспечивает механическую стабильность имплантата как в момент установки, так и в отдаленные сроки функционирования [8–10]. Рельеф поверхности ДИ с порами глубиной 1,5–4,0 мкм в диаметре признан авторами как оптимальный для остеоинтеграции имплантатов [11, 12]. ДИ с такой поверхностью демонстрируют наибольшее сопротивление при выкручивании [13].

В настоящей работе представлены результаты применения технологии плазменного электролитического оксидирования (ПЭО) для модификации поверхности

ДИ из медицинского сплава титана ВТ1-0, изучены структурные и остеоинтегративные свойства модифицированных ДИ *in vivo*.

**Цель исследования** — оценить эффективность использования технологии плазменного электролитического оксидирования путем сравнения результатов двух видов модификации поверхности дентальных имплантатов из медицинского сплава титана ВТ1-0.

## Материалы и методы

**Подготовка образцов и описание лабораторных методов исследования.** Для работы были изготовлены 50 ДИ ИРИС («НПК ЛИКОСТОМ», Россия) из сплава ВТ1-0 длиной 10 мм и диаметром 4 мм. Далее ДИ разделили по ровну и поверхности имплантатов обеих групп подвергли модификации методом ПЭО в знакопеременном электрическом поле специальной формы в двух различных электролитах: 1-я группа — в водном растворе щелочного электролита без применения дополнительных модификаторов (ПЭО-Ti); 2-я группа — в водном растворе электролита на основе ортофосфорной кислоты, содержащего карбонат кальция (ПЭО-Ca).

В качестве контрольных образцов (n=10) выступали фрезерованные имплантаты из сплава ВТ1-0 с гладкой необработанной поверхностью.

После покрытия все образцы были отмыты в бидистилляте до отсутствия обнаружения в промывной воде существенных следов посторонних ионов, упакованы в зоне ламинарного тока воздуха (с обеспечением чистоты ISO 7) в индивидуальную герметичную упаковку, пронумерованы и затем прошли гамма-стерилизацию.

Для дальнейших исследований ДИ с ПЭО в каждой из двух групп с помощью генератора случайных чисел были распределены на подгруппы. Поверхность 10 имплантатов (5+5) исследовали с помощью сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) (FlexSEM 1000 II, Hitachi, Япония) и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (EDS) (Quantax 80; Bruker, Германия) с автоматическим получением спектра элементов. У этих имплантатов также изучили размер и распределение пор по размерам. Для этого анализировали изображения поверхностей с использованием специального программного обеспечения ICY 2.4.2.0 [14]. Поверхностную концентрацию пор определяли как отношение их числа к площади образца на СЭМ-изображении.

У 10 (5+5) других имплантатов изучали твердость поверхности по Виккерсу (HV) (наноиндентометр NanoTest 600 Platform 3; Micro Materials LTD, Великобритания).

**In vivo исследование.** Оставшиеся 30 имплантатов с поверхностью после ПЭО (15 ПЭО-Ti и 15 ПЭО-Ca) были установлены овцам внеротовым доступом в тело нижней челюсти, по стандартному хирургическому протоколу. Исследование на животных проводили в Ставропольском государственном ме-

дицинском университете с разрешения локального этического комитета (выписка из протокола №98 от 20.05.2021 г.).

Через 2, 4 и 8 нед выполнили забор материала (по три ДИ) и провели микрокомпьютерную томографию. Для изучения структуры костей использовали рентгеновский компьютерный микротомограф Skyscan 1176 (Bruker microCT, Бельгия). Параметры сканирования в программе Skyscan 1176, v. 10.0.0.0: напряжение рентгеновского снимка — 90 кВ; ток рентгеновского снимка — 270 мкА; диаметр фильтра — 0,1 мм; размер пикселя изображения — 17,74 мкм; поворот томографа — 360°; шаг поворота — 0,2; усреднение кадра — 4. Сканированные объекты реконструировали в программе Nrecon, v. 1.7.4.2 (Bruker microCT, Бельгия) со следующими основными параметрами реконструкции: сглаживание — 2, уменьшение окружности — 20, жесткость луча — 41, диапазон контрастности всех изображений — 0,015–0,11. Ориентацию в пространстве (x, y, z) и выделение отдельных областей реконструированных материалов проводили в программе DataViewer, v. 1.5.6.2 (Bruker microCT, Бельгия).

## Результаты

**Результаты электронной микроскопии поверхности имплантатов и EDS-спектроскопии.** Представлены микрофотографии ДИ: с гладкой поверхностью и после двух видов обработки по технологии ПЭО.

Поверхность фрезерованного образца (рис. 1) представляет собой довольно гладкую поверхность со следами механической обработки. Наблюдаются сколы и наплывы металла. Элементный состав поверхности необработанного имплантата соответствует стандартизированному составу сплава ВТ1-0.

У образцов после модификации поверхности методом ПЭО независимо от состава электролита формируется высокоразвитая поверхность с открытыми микропорами, площадь поверхности относительно фрезерованного имплантата увеличивается в 2,7 раза.

Поверхность исследуемых образцов ПЭО-Ti после обработки в электролите представляет собой развитую пористую поверхность, характеризующуюся наличием большого числа открытых пор (рис. 2). Размеры пор распределены в широких пределах — от 200 нм до 3 мкм. Поры обладают цилиндрической формой и демонстрируют канальный характер. При больших увеличениях (от  $\times 16\ 000$ ) на поверхности образца можно наблюдать кристаллиты размером, близким 50 нм. Основными элементами, содержащимися в поверхностном слое образцов ПЭО-Ti, являются титан (Ti) — более 58,0 вес.% и кислород (O) — около 40 вес.%. Кроме того, обнаружены фосфор (P) — порядка 0,9 вес.% и углерод (C) — менее 1,0 вес.%, а также незначительное количество железа (Fe) — менее 0,15 вес.% и хлора (Cl) — менее 0,02 вес.%.

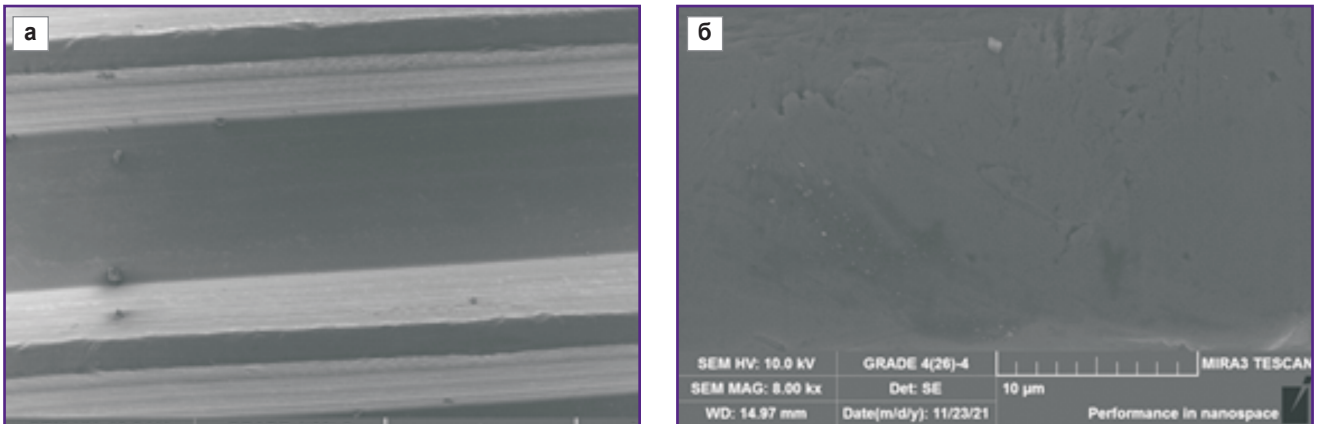


Рис. 1. Микрофотографии фрагмента поверхности дентального имплантата из сплава Grade IV после фрезеровки без обработки исходной поверхности:  
а —  $\times 127$ , б —  $\times 8000$

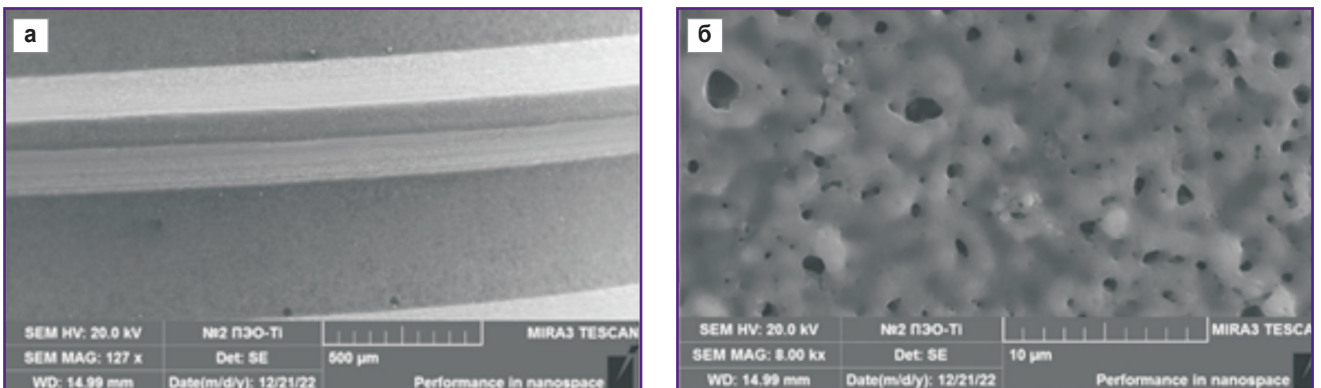


Рис. 2. Микрофотографии фрагмента поверхности дентального имплантата из сплава Grade IV после ПЭО-обработки в электролите ПЭО-Ti:  
а —  $\times 127$ , б —  $\times 8000$

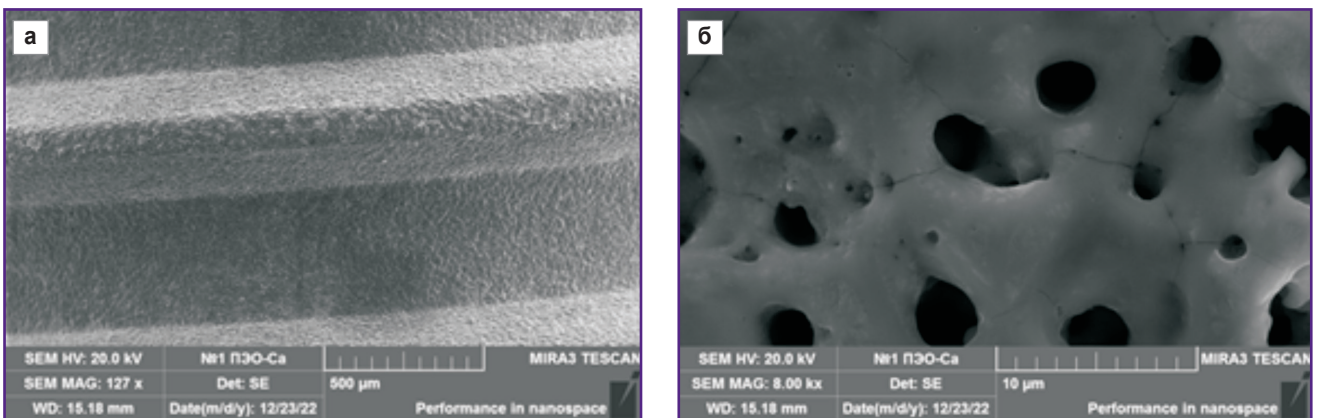


Рис. 3. Микрофотографии фрагмента поверхности дентального имплантата из сплава Grade IV после ПЭО-обработки в электролите с Ca:  
а —  $\times 127$ , б —  $\times 8000$

На рис. 3 показана развитая пористая поверхность образцов ПЭО-Са. Форма пор — цилиндрическая, характер их — каналный. Размеры пор варьируют в широких пределах — от  $\sim 80$  нм до 7 мкм. В некоторых

местах выхода пор на поверхность отмечаются торообразные выпуклые наросты. На поверхности образцов также наблюдаются трещины толщиной  $\sim 55$  нм, а при многократном увеличении — значительное

количество частиц игольчатой и пластинчатой формы. Размеры таких частиц лежат в пределах от ~20 до ~150 нм. По всей видимости, эти частицы являются твердым остатком, образовавшимся после высыхания раствора электролита.

Усредненные данные элементного состава поверхностей изучаемых имплантатов, полученные методом EDS-спектроскопии при увеличении в 1000 раз, представлены в табл. 1.

**Распределение пор на поверхностях имплантатов.** Для анализа распределения пор по размерам ис-

пользовали СЭМ-изображения с увеличением в 3000 раз и видимым полем в 82 мкм. У образцов с поверхностью ПЭО-Тi преобладает мономодальное распределение размеров пор с максимумом вблизи 0,23 мкм. При этом диаметр пор варьирует в пределах от 0,2 до 3,0 мкм.

Поверхность имплантатов, обработанных ПЭО-Са, обладает широким распределением размеров пор, диаметр которых лежит в диапазоне от 0,08 до 7,0 мкм. Распределение пор в отличие от поверхности ПЭО-Тi носит бимодальный характер с основным максимумом в районе 1,05 мкм и сопутствующим максимумом вблизи 2,45 мкм.

Микротвердость по Виккерсу гладкой поверхности титана ВТ1-0 составила 280 HV, поверхности, модифицированной методом ПЭО-Тi, — 400–800 HV, ПЭО-Са — 360–480 HV.

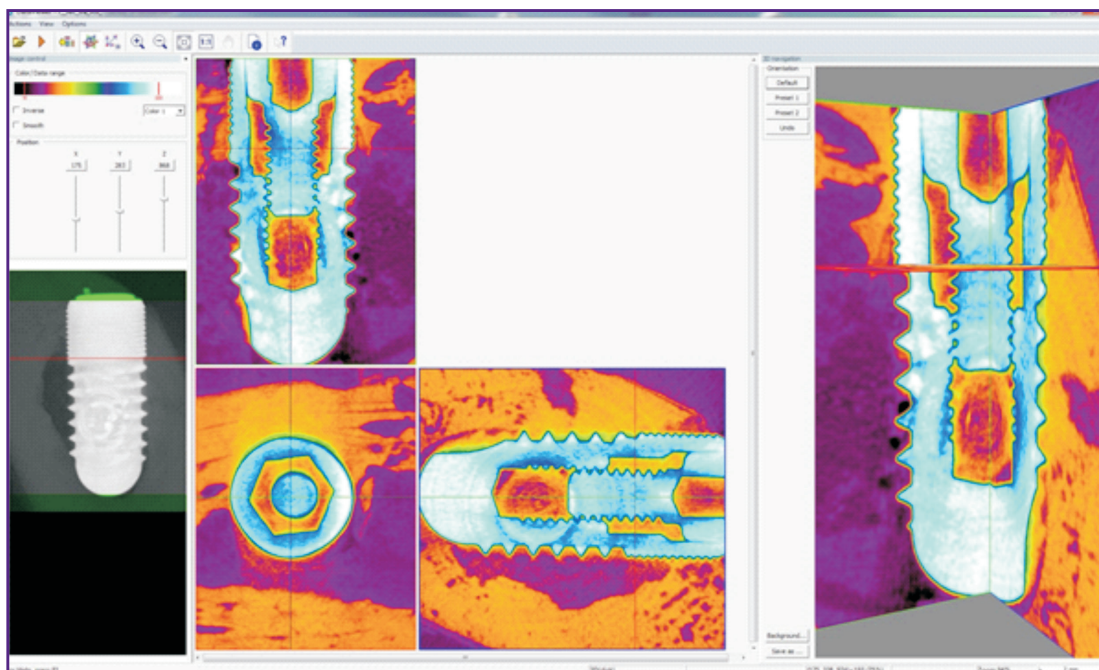
**Результаты in vivo имплантации и остеоинтеграции.** После операции дентальной имплантации раны у всех животных заживали первичным натяжением. Отторжения и потери имплантатов не происходило в течение всего периода наблюдения. При заборе костной ткани с имплантатами на микроКТ-исследование отмечено, что все установленные имплантаты были погружены в костную ткань, оголенных частей не обнаружено (рис. 4).

В табл. 2 представлены занимаемый вновь образованной костной тканью объем окружающей имплантат области (percent bone volume, BV/TV, %) и костно-имплантатный контакт (bone-to-implant contact, BIC, %).

Таблица 1

**Элементный состав образца Grade IV при 1000-кратном увеличении**

Элемент	Вид поверхности, вес. %			Вид поверхности, атом. %		
	Без обработки	ПЭО-Тi	ПЭО-Са	Без обработки	ПЭО-Тi	ПЭО-Са
C	1,78	0,94	1,86	5,92	2,03	3,84
O	7,30	40,03	42,24	18,24	65,42	65,45
Ti	90,74	57,96	46,97	75,71	31,72	24,31
Fe	0,18	0,15	—	0,13	0,07	—
P	—	0,38	3,47	—	0,75	2,78
Ca	—	—	4,93	—	—	3,05
Na	—	—	0,53	—	—	0,57
Cl	—	0,02	—	—	0,02	—



**Рис. 4. Визуализация данных микроКТ-исследования в программе DataViewer, мультипланарная реформация**

Оранжевый цвет — кортикальная кость в области шейки и апекса имплантата, фиолетовый цвет — губчатая кость в области тела имплантата

Таблица 2

## Максимальные значения исследуемых показателей

Группы исследования	Занимаемый вновь образованной костной тканью объем окружающей имплантат области ( $\approx 900$ мкм от пограничного слоя по всей области имплантата), BV/TV, %			Костно-имплантатный контакт, BIC, %		
	15-е сутки	30-е сутки	60-е сутки	15-е сутки	30-е сутки	60-е сутки
	Фрезерованный имплантат BT1-0 (контроль)	31,8	14,4	20,0	42,7	20,8
ПЭО-Ti	46,9	20,0	32,9	46,2	30,9	42,4
ПЭО-Ca	52,6	18,3	32,6	52,4	40,8	49,8

## Обсуждение

Заживление кости вокруг зубных имплантатов происходит по схеме внутримембранного остеогенеза с формированием в первую очередь грубоволокнистой кости, за которым затем следует ремоделирование и формирование структурированной трабекулярной и компактной костей. Вновь образованная кость обнаруживается на поверхности имплантата примерно через 1 нед после его установки. Прежде всего это наблюдается в области трабекулярной кости, позже — в компактной кости. Дальнейшее ремоделирование костной ткани начинается между 6-й и 12-й неделями и затем продолжается в течение всей жизни под действием функциональной нагрузки. Ремоделирование кости на поверхности имплантата представляет собой процесс частичной резорбции и параллельного образования нового соединения кости и имплантата. Модификации поверхности, создающие микрошероховатость имплантатов, ускоряют процесс остеоинтеграции титановых имплантатов, что было продемонстрировано в многочисленных экспериментах на животных [9, 10, 15–17].

Основные параметры поверхности ДИ, влияющие на остеоинтеграцию, — это характер шероховатости (топография) и химический состав. Хотя данные параметры часто обсуждаются независимо друг от друга, они практически неразделимы. Современные, хорошо документированные системы имплантатов с микрошероховатыми поверхностями демонстрируют высокие показатели долгосрочной выживаемости [18]. К микрошероховатости относят размеры пор в пределах 1–10 мкм. Этот диапазон шероховатости максимизирует сцепление минерализованной кости с поверхностью имплантата [15, 16, 19]. S. Hansson и M. Norton [8] предположили, что идеальная поверхность имплантата должна иметь полусферические ямки диаметром и глубиной примерно от 1 до 5 мкм и представлять собой идеальный топографический рельеф, способный противостоять силе сдвига на границе раздела кость–имплантат.

Плазменное электролитическое оксидирование — перспективный отечественный вид обработки поверхности ДИ, разработанный ООО «Бета-Тех Медицина»

(Сколково, Россия) — обеспечивает высокий уровень чистоты поверхности этих имплантатов и их хорошие остеоинтегративные свойства. В процессе обработки на поверхности титана образуется химически сцепленное с металлической основой твердое оксидно-керамическое покрытие пористой структуры. Покрытие содержит 41,66% (по атомному составу) титана из самого материала имплантатов, что и обеспечивает превосходное сцепление с поверхностью. Дополнительно покрытие легируется атомами кальция и фосфора для наиболее полной имитации структуры естественной костной ткани. В процессе обработки поверхности легирующие ионы попадают в покрытие из электролита оксидирования и распределяются равномерно по всему объему покрытия.

Как показывают результаты нашего исследования, распределение пор по поверхности изученных нами имплантатов, покрытых по технологии ПЭО в двух видах электролитов, находится в диапазоне оптимального размера для обеспечения остеоинтеграции — 0,8–7,0 мкм. Однако полученные имплантаты отличаются распределением пор разного размера по поверхности. Так, поверхность ПЭО-Ti обладает модальным распределением размеров пор с максимумом вблизи 0,23 мкм. Поверхность ПЭО-Ca имеет бимодальный характер с основным максимумом распределения в районе 1,05 мкм и сопутствующим максимумом распределения вблизи 2,45 мкм. Колебание размеров выявлено в широких пределах — от 0,8 до 7,0 мкм. Сходные результаты морфологии поверхности, сформированной ПЭО, продемонстрированы в работе S. Kyrylenko и соавт. [20].

Результаты микроКТ-исследования продемонстрировали различные показатели вновь образованного объема костной ткани, окружающей имплантат (BV/TV, %), и костно-имплантатного контакта (BIC, %). Так, к 14-м суткам BV/TV вокруг имплантата ПЭО-Ca составил 52,6% против 46,9% у имплантата ПЭО-Ti. К 30-м суткам этот показатель уменьшался более чем в 2 раза в обоих случаях и повторно возрастал к концу 2-го месяца, составляя 32,9 и 32,6% соответственно. Показатель BIC (%) к 14-м суткам вокруг имплантата ПЭО-Ca составил 46,2% против 52,4% у имплантата

ПЭО-Ti. К 30-м суткам этот показатель также уменьшился в обоих случаях и повторно возростал к концу 2-го месяца, достигая близких значений к показаниям 15-го дня — 42,4 и 49,8% соответственно. Согласно данным А. Jemat и соавт. [17], более грубая поверхность может способствовать более быстрому прикреплению и пролиферации остеогенных клеток. Следует отметить, что аналогичные показатели для фрезерованного (гладкого) имплантата к концу 2-го месяца составили: BV/TV — 20% и BIC — 25%.

Дальнейшие гистологические исследования позволяют выявить характер гистологического взаимодействия костной ткани с поверхностью имплантатов, модифицированных с помощью двух видов ПЭО.

Ряд исследователей продемонстрировали, что ПЭО-покрытия в сочетании с определенными материалами, включая трикальцийфосфат, проявляют биоактивные свойства [21]. Известно, что пористые структуры нанометрового масштаба индуцируют остеоинтеграцию [22–24], что может объяснить, почему покрытия из ПЭО проявляют хорошую биологическую активность *in vivo* без каких-либо других модификаций. Более того, поскольку керамическое покрытие «выращивается» на поверхности имплантата, его трудно отделить от титановой подложки; оно обеспечивает превосходную стабильность на границе раздела кость–имплантат и надежную изоляцию основного сплава имплантата [25].

Потенциальные биоактивные свойства поверхности имплантатов, сформированной методом ПЭО, вызывают интерес. Поэтому такие имплантаты исследуют в заведомо усложненных условиях — при остеопорозе. В работе Т.О.В. Polo и соавт. [26] удалось продемонстрировать, что имплантаты с покрытием ПЭО в сочетании с ионами кальция и фосфора, установленные крысам с индуцированным остеопорозом и костями низкого качества, благоприятствовали формированию кости и демонстрировали высокие уровни созревания кости вокруг имплантатов. Особенно интересны сравнительные результаты исследований остеоинтеграции имплантатов с поверхностью ПЭО и имплантатов с наиболее распространенным видом модификации поверхности пескоструйным методом и двойным кислотным травлением (SLA). В работе G.A.C. Momesso и соавт. [27] компьютерная микротомография, конфокальная микроскопия и данные анамнеза показали сходство между поверхностями SLA и ПЭО с тенденцией к превосходству ПЭО у животных с индуцированным остеопорозом.

Таким образом, показано, что поверхности ПЭО при любых вариантах обработки демонстрируют высокие остеоинтегративные свойства и перспективны для применения при остеопорозе.

## Заключение

Проведенные лабораторные и *in vivo* исследования свидетельствуют, что ПЭО является перспектив-

ным методом обработки дентальных имплантатов. Полученные поверхности разных видов (ПЭО с Ca и Ti) обладают высокой чистотой и оптимальной микрошероховатостью для остеоинтеграции: ПЭО-Ti — от 0,1 до 3,0 мкм, ПЭО-Ca — 0,08 до 7,0 мкм. Оба рассмотренных вида обработки ПЭО продемонстрировали сходный остеоинтегративный потенциал, тем не менее поверхность ПЭО-Ca, очевидно благодаря наличию кальция в ее составе, показала лучший контакт с окружающей костной тканью (49,8%), чем ПЭО-Ti (42,4%).

**Финансирование исследования.** Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования.

**Конфликт интересов.** У авторов нет конфликтов интересов.

## Литература/References

1. Иванов С.Ю., Мураев А.А., Фомин М.Ю., Дымников А.Б. Применение дентальных имплантатов в комплексном лечении пациентов с медиальной окклюзией, осложненной частичной адентией. *Стоматология* 2013; 92(3): 38–42.  
Ivanov S.Yu., Muraev A.A., Fomin M.Iu., Dymnikov A.B. Dental implants in complex oral rehabilitation in patients with class III occlusion and partial teeth loss. *Stomatologiya* 2013; 92(3): 38–42.
2. Иванов С.Ю., Солodкий В.Г., Мураев А.А., Старостин П.В. Российская система стоматологических имплантатов ЛИКО-М: опыт пятилетнего клинического использования. *Стоматология* 2013; 92(6): 53–55.  
Ivanov S.Yu., Solodkii V.G., Muraev A.A., Starostin P.V. Russian dental implants system LIKO-M — 5 years clinical experience. *Stomatologiya* 2013; 92(6): 53–55.
3. Иванов С.Ю., Мураев А.А., Рукина Е.А., Бунёв А.А. Метод непосредственной дентальной имплантации. *Современные проблемы науки и образования* 2015; 5: 230, <https://doi.org/10.17513/spno.128-22310>.  
Ivanov S.Yu. Muraev A.A., Rukina E.A., Bunev A.A. Immediate dental implantation. *Sovremennye problemy nauki i obrazovania* 2015; 5: 230, <https://doi.org/10.17513/spno.128-22310>.
4. Иванов С.Ю., Мураев А.А., Бунев А.А., Гажва С.Ю., Рукина Е.В. Российская система стоматологических имплантатов ИРИС: опыт 3 летнего клинического использования. *Российский вестник дентальной имплантологии* 2016; 1: 60–66.  
Ivanov S.Yu., Muraev A.A., Bunev A.A., Gazhva S.Yu., Rukina E.V. Russian system of dental implants IRIS: experience of 3 years of clinical use. *Rossiiskij vestnik dental'noj implantologii* 2016; 1: 60–66.
5. Мураев А.А., Иванов С.Ю., Гажва Ю.В., Мухаметшин Р.Ф., Рябова В.М., Мруэ А.Х., Короткова Н.Л. Математическое обоснование и результаты клинического использования коротких имплантатов ИРИС. *Стоматология* 2018; 5: 65–70, <https://doi.org/10.17116/stomat20189705165>.  
Muraev A.A., Ivanov S.Yu., Gazhva Yu.V., Muhametshin R.F., Ryabova V.M., Mrue A.H., Korotkova N.L. Mathematical rationale and results of clinical use of IRIS short implants. *Stomatologiya* 2018; 5: 65–70, <https://doi.org/10.17116/stomat20189705165>.
6. Brånemark P.I., Adell R., Breine U., Hansson B.O., Lindström J., Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand*

*J Plast Reconstr Surg* 1969; 3(2): 81–100, <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>.

7. Esposito M., Hirsch J.M., Lekholm U., Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; 106(1): 527–551, <https://doi.org/10.1046/j.0909-8836.t01-2-x>.

8. Hansson S., Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *J Biomech* 1999; 32(8): 829–836, [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00058-5](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00058-5).

9. Hou C., An J., Zhao D., Ma X., Zhang W., Zhao W., Wu M., Zhang Z., Yuan F. Surface modification techniques to produce micro/nano-scale topographies on Ti-based implant surfaces for improved osseointegration. *Front Bioeng Biotechnol* 2022; 10: 835008, <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.835008>.

10. Ren B., Wan Y., Liu C., Wang H., Yu M., Zhang X., Huang Y. Improved osseointegration of 3D printed Ti-6Al-4V implant with a hierarchical micro/nano surface topography: an in vitro and in vivo study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2021; 118: 111505, <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111505>.

11. Pebé P., Barbot R., Trinidad J., Pesquera A., Lucente J., Nishimura R., Nasr H. Countertorque testing and histomorphometric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study. *Implant Dent* 1997; 6(4): 259–265, <https://doi.org/10.1097/00008505-199700640-00002>.

12. Brett P.M., Harle J., Salih V., Mihoc R., Olsen I., Jones F.H., Tonetti M. Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 2004; 35(1): 124–133, <https://doi.org/10.1016/j.bone.2004.03.009>.

13. Kieswetter K., Schwartz Z., Hummert T.W., Cochran D.L., Simpson J., Dean D.D., Boyan B.D. Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells. *J Biomed Mater Res* 1996; 32(1): 55–63, [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(199609\)32:1<55::aid-jbm7>3.0.co;2-o](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(199609)32:1<55::aid-jbm7>3.0.co;2-o).

14. de Chaumont F., Dallongeville S., Chenouard N., Hervé N., Pop S., Provoost T., Meas-Yedid V., Pankajakshan P., Lecomte T., Le Montagner Y., Lagache T., Dufour A., Olivo-Marin J.C. Icy: an open bioimage informatics platform for extended reproducible research. *Nat Methods* 2012; 9(7): 690–696, <https://doi.org/10.1038/nmeth.2075>.

15. Wennerberg A., Albrektsson T., Andersson B., Krol J.J. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6(1): 24–30, <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060103.x>.

16. Le Guéhennec L., Soueidan A., Layrolle P., Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; 23(7): 844–854, <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.025>.

17. Jemat A., Ghazali M.J., Razali M., Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *Biomed Res Int* 2015; 2015: 791725, <https://doi.org/10.1155/2015/791725>.

18. 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>.

19. Wennerberg A., Hallgren C., Johansson C., Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9(1): 11–19, <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1998.090102.x>.

20. Kyrlylenko S., Warchoł F., Oleshko O., Husak Y., Kazek-Kęsik A., Kornienko V., Deineka V., Sowa M., Maciej A., Michalska J., Jakóbiak-Kolon A., Matuła I., Basiaga M., Hulubnycha V., Stolarczyk A., Pisarek M., Mishchenko O., Pogorielov M., Simka W. Effects of the sources of calcium and phosphorus on the structural and functional properties of ceramic coatings on titanium dental implants produced by plasma electrolytic oxidation. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2021; 119: 111607, <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111607>.

21. Hongjie H., Xuanyong L., Chuanxian D. Preparation and in vitro evaluation of nanostructured TiO<sub>2</sub>/TCP composite coating by plasma electrolytic oxidation. *J Alloys Compd* 2010; 498(2): 172–178, <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2010.03.147>.

22. Diefenbeck M., Mückley T., Schrader C., Schmidt J., Zankovych S., Bossert J., Jandt K.D., Faucon M., Finger U. The effect of plasma chemical oxidation of titanium alloy on bone-implant contact in rats. *Biomaterials* 2011; 32(32): 8041–8047, <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2011.07.046>.

23. Yamaki K., Kataoka Y., Ohtsuka F., Miyazaki T. Micro-CT evaluation of in vivo osteogenesis at implants processed by wire-type electric discharge machining. *Dent Mater J* 2012; 31(3): 427–432, <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-051>.

24. Matykina E., Skeldon P., Thompson G.E. Fundamental and practical evaluation of plasma electrolytic oxidation coatings of titanium. *Surface Engineering* 2007; 23(6): 412–418, <https://doi.org/10.1179/174329407x247154>.

25. Mohedano M., Matykina E., Arrabal R., Pardo A., Merino M.C. Metal release from ceramic coatings for dental implants. *Dent Mater* 2014; 30(3): e28–e40, <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.011>.

26. Polo T.O.B., Silva W.P.P., Momesso G.A.C., Lima-Neto T.J., Barbosa S., Cordeiro J.M., Hassumi J.S., da Cruz N.C., Okamoto R., Barão V.A.R., Faverani L.P. Plasma electrolytic oxidation as a feasible surface treatment for biomedical applications: an in vivo study. *Sci Rep* 2020; 10(1): 10000, <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65289-2>.

27. Momesso G.A.C., Santos A.M.S., Fonseca E., Santos J.M., da Cruz N.C., Okamoto R., Barão V.A.R., Siroma R.S., Shibli J.A., Faverani L.P. Comparison between plasma electrolytic oxidation coating and sandblasted acid-etched surface treatment: histometric, tomographic, and expression levels of osteoclastogenic factors in osteoporotic rats. *Materials (Basel)* 2020; 13(7): 1604, <https://doi.org/10.3390/ma13071604>.