

Сравнительный биомеханический анализ и перспективы аддитивного производства зубных имплантатов из оксида циркония и титана

Н.И. Крихели¹, П.Ю. Перетягин^{1,2}, А.М. Цициашвили¹, Е.В. Пустовойт¹, М.С. Ноздрин¹, О.В. Руднева¹, Н.В. Ходанович², Н.Ю. Перетягин^{1,2}, Ю.И. Жуковская¹, А.А. Можяев², П.А. Науменко², А.А. Медельцев²

¹ ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России, Москва, Россия

² ФГАУ ВО «МГТУ» СТАНКИН», Москва, Россия

РЕЗЮМЕ

В данной работе представлен комплексный анализ зубных имплантатов из оксида циркония, включающий биомеханическое моделирование и оценку перспектив их изготовления методом аддитивных технологий. Целью исследования являлось обоснование эффективности применения стереолитографии для создания циркониевых имплантатов сложной геометрии и сравнение их биомеханического поведения с титановыми аналогами. На первом этапе был выполнен конечно-элементный анализ (КЭА) в среде Ansys Mechanical. Для симуляции использовалась 3D-модель системы «коронка-обатмент-имплантат», интегрированной в кортикальную и губчатую кость (рассматриваемую как ортотропный материал). К моделям из титана и циркония прикладывалась статическая нагрузка 250 Н в пяти векторных конфигурациях. Результаты расчета эквивалентных напряжений по Мизесу показали, что циркониевые имплантаты характеризуются более высокой концентрацией напряжений в теле конструкции, однако обеспечивают меньшую передачу нагрузки на окружающую костную ткань по сравнению с титановыми, особенно при косом воздействии, что благоприятно для сохранения кости. На втором этапе была реализована технология изготовления прототипа имплантата (Straumann BLT NC 8 mm) методом послойной стереолитографии (SLA) из диоксида циркония, частично стабилизированного оксидом иттрия. Данная технология позволила получить высокоточные, тонкостенные изделия сложного профиля без внутренних дефектов (трещин и пор) с минимальным количеством отходов. После синтеризации при 1400–1550 °С полученные образцы продемонстрировали значения предела прочности на изгиб порядка 1000 МПа и на сжатие 2070 МПа. Результаты исследования подтверждают, что сочетание высоких прочностных характеристик аддитивного циркония и благоприятного распределения нагрузок на костную ткань открывает широкие возможности для персонализированного применения керамических имплантатов в клинической стоматологии.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: зубные имплантаты, диоксид циркония, элементный анализ, аддитивные технологии, стереолитография, биомеханика.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Comparative biomechanical analysis and prospects for additive manufacturing of dental implants from zirconium oxide and titanium

N.I. Krikheli¹, P.Yu. Peretyagin^{1,2}, A.M. Tsitsiashvili¹, E.V. Pustovoi¹, M.S. Nozdrina¹, O.V. Rudneva¹, N.V. Khodanovich², N.Yu. Peretyagin^{1,2}, Yu.I. Zhukovskaya¹, A.A. Mozhaev², P.A. Naumenko², A.A. Medeltsev²

¹ Russian University of Medicine of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

² Moscow State University of Technology «STANKIN», Moscow, Russia

SUMMARY

This paper presents a comprehensive analysis of zirconium oxide dental implants, including biomechanical modeling and an assessment of the potential for additive manufacturing. The aim of the study was to validate the effectiveness of stereolithography for creating zirconium implants with complex geometries and compare their biomechanical behavior with their titanium counterparts. In the first stage, a finite element analysis (FEA) was performed in Ansys Mechanical. A 3D model of the crown-abutment-implant system integrated into cortical and cancellous bone (considered an orthotropic material) was used for the simulation. A static load of 250 N was applied to the titanium and zirconium models in five vector configurations. The results of the von Mises equivalent stress calculations showed that zirconium implants are characterized by a higher stress concentration within the body of the implant, but provide lower load transfer to the surrounding bone tissue compared to titanium implants, especially under oblique impact, which is beneficial for bone preservation. In the second stage, a prototype implant (Straumann BLT NC 8 mm) was manufactured using layer-by-layer stereolithography (SLA) from zirconia partially stabilized with yttria. This technology allowed for the production of highly precise, thin-walled components with complex profiles, free of internal defects (cracks and pores), and with minimal waste. After sintering at 1400–1550 °C, the resulting samples demonstrated flexural strengths of approximately 1000 MPa and compressive strengths of 2070 MPa. The study results confirm that the combination of high strength properties of additively bonded zirconia and favorable load distribution on bone tissue opens up broad possibilities for the personalized use of ceramic implants in clinical dentistry.

KEYWORDS: dental implants, zirconia, elemental analysis, additive manufacturing, stereolithography, biomechanics.

CONFLICT OF INTEREST. The authors declare that they have no conflicts of interest.

Актуальность

В современной дентальной имплантологии наблюдается устойчивый переход к применению безметалловых конструкций, обусловленный возрастающими эстетическими требованиями пациентов и стремлением врачей – стоматологов минимизировать биологические риски, связанные с коррозией и высвобождением ионов металлов. В этом контексте керамические дентальные имплантаты из диоксида циркония (ZrO_2) привлекают пристальное внимание научного сообщества как перспективная альтернатива «золотому стандарту» титановых систем. Систематический обзор и метаанализ клинических исследований (2023) свидетельствует о том, что 10-летняя кумулятивная выживаемость циркониевых имплантатов достигает 95,1%, приближаясь к показателям титановых конструкций. По данным краткосрочных наблюдений, выживаемость в течение первого года составляет 98,3%, а в течение двух лет – 97,2%, при этом краевая резорбция костной ткани через год не превышает 0,7 мм [1–4].

Диоксид циркония существует в трех кристаллических формах: стабильной при стандартных условиях моноклинной (m) модификации, среднетемпературной тетрагональной (t) модификации, метастабильной в нормальных условиях, и высокотемпературной кубической (c). Тетрагональная фаза оксида циркония вызывает наибольший интерес благодаря своей высокой прочности, устойчивости к давлению и эстетике, что делает её ценным материалом для стоматологической имплантации. Однако вследствие ее склонности к трансформации в моноклинную фазу при комнатной температуре и под действием механических нагрузок необходима ее стабилизация. Наибольшее практическое распространение в качестве стабилизаторов получили оксиды кальция, магния и иттрия.

Самым перспективным материалом для изготовления безметалловых имплантатов признан диоксид циркония, частично стабилизированный иттрием (Y-TZP). Уникальная кристаллическая структура Y-TZP обеспечивает его выдающиеся механические характеристики: предел прочности при изгибе достигает 900–1200 МПа, модуль упругости составляет около 210 ГПа, а трещиностойкость варьирует в диапазоне 5–10 МПа·м^{1/2}, что значительно превосходит показатели алюмооксидной керамики (2–2,5 МПа·м^{1/2}) и дисиликата лития. Такая высокая трещиностойкость обусловлена механизмом трансформационного упрочнения: под действием механических напряжений метастабильная тетрагональная фаза переходит в стабильную моноклинную с увеличением объема на 4,5%, что приводит к формированию сжимающих напряжений в вершинах трещин и торможению их распространения [5–7].

В отличие от титана, обладающего свободными электронами и подверженного коррозии в агрессивной среде полости рта, Y-TZP характеризуется биоинертностью, химической стабильностью в биологических жидкостях и низкой теплопроводностью, что снижает риск температурной чувствительности в зоне имплантации. Особого внимания заслуживают данные о меньшей адгезии бак-

териального налёта на поверхности циркония по сравнению с титаном: в ранние сроки формирования биопленки (3 дня) титановые имплантаты демонстрируют статистически значимо большее накопление биомассы ($p < 0,001$), хотя к 14-му дню различия нивелируются. Снижение бактериальной колонизации объясняется низкой поверхностной энергией, гидрофильностью и электрической нейтральностью диоксида циркония, что способствует уменьшению частоты периимплантных воспалительных осложнений, включая перимплантит [8–12].

Клинические исследования подтверждают, что микрошероховатые циркониевые имплантаты демонстрируют сопоставимую с титаном интеграцию мягких тканей, а также более быструю эпителиальную и соединительнотканную адаптацию. Сравнительные гистологические данные показывают отсутствие статистически значимых различий между циркониевыми и титановыми системами по показателям костно-имплантатного контакта и крутящего момента при удалении, при этом в некоторых исследованиях кислотно-протравленные циркониевые имплантаты превосходили титановые по уровню костно-имплантатного контакта [13–16].

Традиционные субтрактивные методы обработки (фрезерование) циркония имеют ряд существенных ограничений. CAD/CAM-технологии фрезерования предварительно спечённых или полностью спечённых блоков связаны с высокими материальными потерями (до 90% сырья), ограниченными возможностями воспроизведения сложной внутренней микрогеометрии и высоким риском образования микротрещин вследствие механической обработки. Решением этих проблем становится внедрение аддитивных технологий (AM), в частности, методов стереолитографии (SLA) и фотополимеризации с использованием проектора (DLP) [16–19].

Методы SLA и DLP позволяют создавать персонализированные имплантаты сложной пространственной топологии, адаптированные к индивидуальным анатомическим особенностям пациента, с высокой точностью и разрешением (до нескольких микрометров). SLA обеспечивает послойное отверждение фоточувствительной смолы с керамическими частицами при помощи лазера, сканирующего поверхность точка за точкой, что гарантирует наивысшую точность размеров и качество поверхности. DLP использует проекционное отверждение целого слоя одновременно с помощью цифрового микрозеркального устройства, обеспечивая более высокую скорость печати при сохранении приемлемой точности. По данным исследований, трёхмерная печать циркониевых коронок методом DLP обеспечивает лучшее эстетическое соответствие цвета и контура по сравнению с фрезерованными изделиями, а напечатанные имплантаты с биомиметическими паттернами демонстрируют высокий потенциал для усиления интеграции мягких тканей [20–24].

После печати изделия подвергаются обязательной постобработке: выжигание связующего при 80–120 °С и последующее спекание при 1500–1600 °С, что обеспечивает относительную плотность до 99,8% и формиро-

вание однородной микроструктуры. Аддитивное производство открывает новые горизонты для персональной имплантологии, сокращая время изготовления, снижая расход материала и энергопотребление [23].

Несмотря на значительный технологический прогресс, биомеханическое поведение циркониевых имплантатов, особенно изготовленных аддитивными методами, остаётся недостаточно изученным. Большинство существующих исследований методом конечных элементов (FEA) ограничиваются моделированием осевых нагрузок в идеализированных условиях. Однако реальные жевательные нагрузки имеют сложный векторный характер, включая наклонные компоненты, которые значительно увеличивают напряжения в периимплантной костной ткани. Кроме того, упрощение свойств костной ткани до изотропных моделей в расчётах приводит к существенным погрешностям: данные показывают, что анизотропия кости может увеличивать напряжения и деформации в периимплантной зоне до 70% по сравнению с изотропными моделями. Учёт ортотропных характеристик кости является критически важным для адекватной оценки напряженно-деформированного состояния системы «имплантат–кость» [24–28].

Таким образом, актуальной научной задачей является комплексная оценка эффективности циркониевых имплантатов, объединяющая передовые методы аддитивного производства и точный биомеханический анализ с учетом реалистичных условий нагружения и анизотропии костной ткани.

Цель данного исследования – обоснование применения аддитивных технологий для изготовления дентальных имплантатов из диоксида циркония сложной пространственной геометрии на основе сравнительного конечно-элементного анализа их напряженно-деформированного состояния при разнонаправленных окклюзионных нагрузках в ортотропной костной ткани.

Материалы и методы

Моделирование напряженно-деформированного состояния системы коронка–абатмент–имплантат на действие окклюзионных сил проведено в расчетном комплексе ANSYS Mechanical методом конечных элементов (МКЭ). Для этого была разработана трехмерная конечно-элементная модель для воссоздания одиночного зуба с опорой на имплантат. На рисунке 1 показана исследуемая система, важно отметить, что кортикальная кость и коронка показаны полупрозрачными.

Имплантат соединен с абатментом и коронкой, воспроизводящий зуб. Костная ткань упрощённо моделировалась в виде куба, включая наружный кортикальный слой кости, а также внутренний губчатый слой.

Контактное взаимодействие между составными частями системы реализовано за счет создания неразделимых и недеформируемых контактных пар типа «bonded».

Материалы моделировались как однородные изотропные, при этом титан (Ti grade 4) и цирконий (Y-TZP) рассматривались как изотропные, для костной ткани реализованы ортотропные свойства.

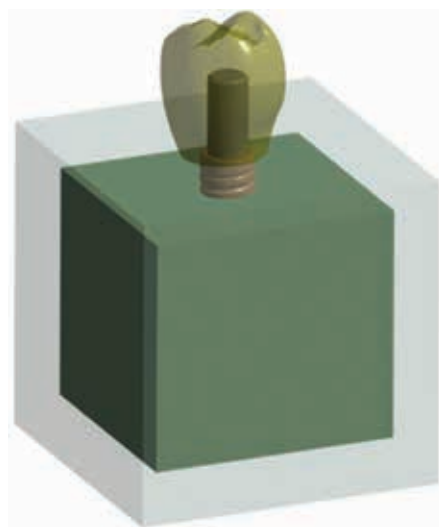


Рисунок 1. Исследуемая система коронка–абатмент–имплантат–кость



Рисунок 2. Сеточная модель исследуемой системы

Построение расчетной сетки проведено в препроцессоре ANSYS Meshing. Сеточная модель системы, представленная на рисунке 2, содержит около миллиона тетраэдрических и гексаэдрических элементов высокого порядка.

К окклюзионной поверхности коронки в трех характерных точках для каждого расчетного случая прикладывалась статическая нагрузка 250 Н. Для моделирования осевой и наклонной нагрузки были определены пять векторов силы, представленных в таблице 1.

Таблица 1
Расчетные случаи (PC) моделирования

№	Сила вдоль оси X, Н	Сила вдоль оси Y, Н	Сила вдоль оси Z, Н
PC1	0	0	-250
PC2	0	125	-217
PC3	0	-125	-217
PC4	125	0	-217
PC5	-125	0	-217

Таблица 2

Свойства материалов для проведения конечно – элементного анализа

Свойство материала		Ti grade 4	Y-TZP	Кортикальная кость	Губчатая кость
Плотность, г/см ³	-	4,51	6,05	1,9	0,4
Коэффициент Пуассона	X	0,37	0,3	0,3	0,3
	Y				
	Z				
Модуль Юнга, ГПа	X	105	210	11	2
	Y			11	2
	Z			17	9
Модуль сдвига, ГПа	XY	38	81	6	1
	YZ			3	0,3
	XZ			3	0,3
Предел текучести, МПа	-	480	-	100	10
Предел прочности, МПа	-	550	900	120	3

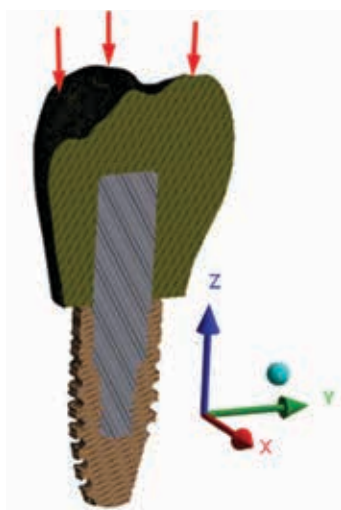


Рисунок 3. Сеточная модель исследуемой системы

На рисунке 3 в разрезе представлена расчетная схема задачи, костная ткань не показана.

Основание и боковые поверхности костного блока были полностью ограничены по всем степеням свободы.

Механические и физические свойства материалов представлены в таблице 2.

Было проведено сравнение распределения напряжений и деформаций в имплантате, абатменте и окружающей их костной ткани на действие осевых и наклонных окклюзионных сил. Напряженно-деформированное состояние (НДС) диоксида циркония оценивалось преимущественно по максимальному главному растягивающему напряжению ввиду хрупкости его материала. НДС других материалов оценивалось по эквивалентным мизесовским напряжениям.

Изготовление образцов имплантатов

Изготовление образцов имплантатов осуществлялось методом стереолитографии на 3D-принтере 3DCeram C101 EasyFab. Для подготовки файлов к печати применялось специализированное программное обеспечение-слайсер, обеспечивающее корректное масштабирование моделей с учётом усадки материала на стадиях его термообработки.

В качестве исходного материала для аддитивного изготовления имплантатов применялся диоксид циркония (суспензия 3DMix Zirconia была произведена французской компанией 3DCeram Sinto), частично стабилизированный иттрием (Y-TZP) с содержанием стабилизатора 3 мол. %. Материал вводился в состав фотополимерной суспензии, предназначенной для стереолитографической печати. Частично стабилизированный иттрием диоксид циркония после синтеризации при температуре 1400–1550 °С демонстрирует предел прочности на изгиб порядка 1000 МПа и прочность на сжатие до 2070 МПа.

В качестве прототипа для последующего реверс-инжиниринга был выбран дентальный имплантат Straumann BLT NC 8 mm (рисунок 4а).



а



б

Рисунок 4. а – модельный имплантат Straumann BLT NC 8 mm; б – оцифрованная 3D-модель модельного имплантата

3D-сканирование исходного изделия позволило получить высокоточную цифровую модель (рисунок 4б). На этапе подготовки к печати проведена оптимизация конструкции.

После выполнения 3D-сканирования и реверс-инжиниринга исходного имплантата была проведена адаптация цифровой модели для аддитивного производства. На данном этапе учитывались технологические особенности метода стереолитографии: максимальные углы печати, конусность, а также толщина стенок.

Внутренняя полка резьбового соединения была заменена на коническую поверхность с углом 45°, что соответствует оптимальному значению для обеспечения стабильного построения слоев. Использование угла меньшего градуса (например, 30°) привело бы к чрезмерному увеличению высоты конуса и, как следствие, к значительному истончению стенок апикальной части имплантата.

После внесенных корректировок финальная модель была подготовлена для переноса на оборудование. Перед началом печати имплантатов на 3D-принтере проводилась загрузка модели, ее размещение в рабочей зоне и выбор параметров печати. Были выбраны параметры, соответствующие суспензии на основе диоксида циркония. Так как в процессе термообработки изделие подвергается усадке, программное обеспечение автоматически масштабировало модель с учетом коэффициентов усадки по осям X, Y и Z. Это позволяло получить готовый образец, сохраняющий необходимые размеры и геометрию после спекания. Далее запускался процесс послойного построения имплантата.

Печать осуществлялась с толщиной слоя 50 мкм; при необходимости данный параметр может быть уменьшен до 20 мкм, что после спекания соответствует фактической толщине около 14 мкм и позволяет дополнительно повысить разрешающую способность метода.

Для изготовленных имплантатов проводилось исследование их микроструктуры, плотности и проведена их рентгеновская томография.

Результаты

Результаты конечно-элементного моделирования

На рисунке 5 представлено распределение напряжений на коронке для «худшего» случая комбинации окклюзионных сил с точки зрения максимальных эквивалентных напряжений. Видно, что в окрестностях приложения нагрузки имеют место локальные концентрации напряжений.

На рисунке 5б показаны локальные зоны с напряжениями, превышающими 300 МПа. Такие концентраторы в окрестностях приложения окклюзионных сил на коронке являются числовыми артефактами нагрузки близкой к точечной и были исключены из анализа разрушения.

На рисунке 6 представлено распределение напряжений в исследуемой системе коронка–абатмент–имплантат–кости с керамическим имплантатом.

Оценка напряжений была сосредоточена в области шейки имплантата и на границе кость–имплантат. На рисунке 7а представлено распределение эквивалентных напряжений в системе абатмент–имплантат. Рисунок 7б демонстрирует зоны напряжений, превышающих 100 МПа, 7в – зоны с напряжениями выше 200 МПа.

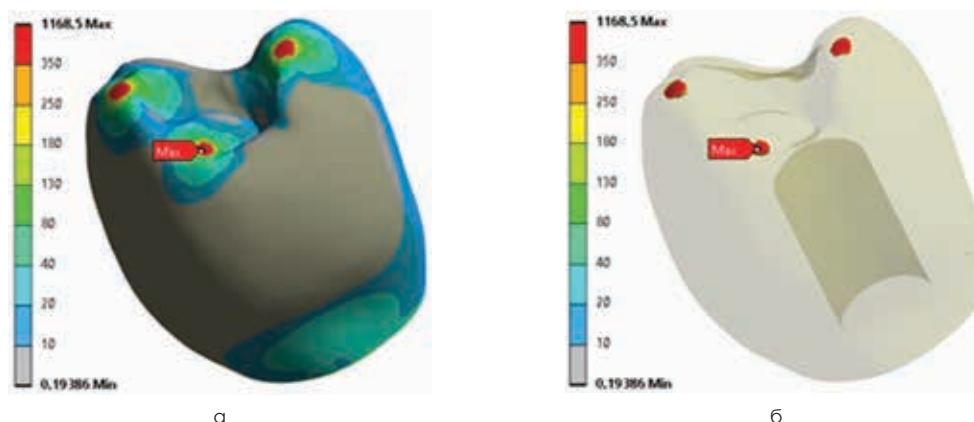


Рисунок 5. Распределение напряжений на коронке, МПа

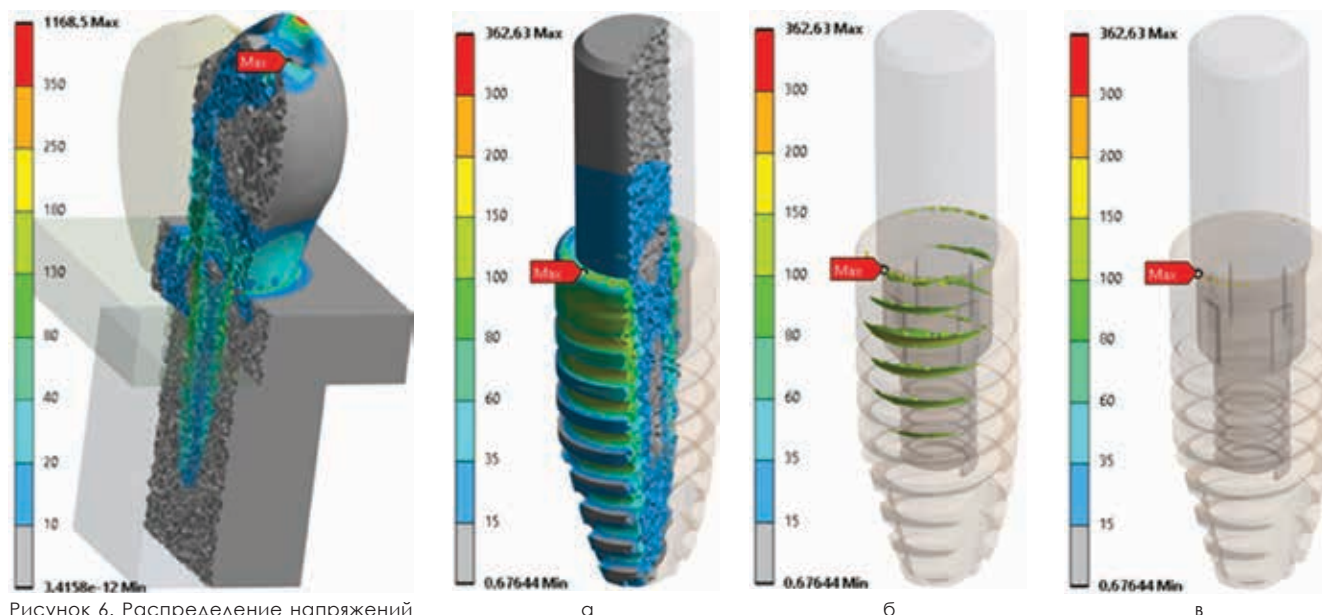


Рисунок 6. Распределение напряжений в системе, МПа

Рисунок 7. Распределение мизесовских напряжений в системе абатмент-имплантат, МПа

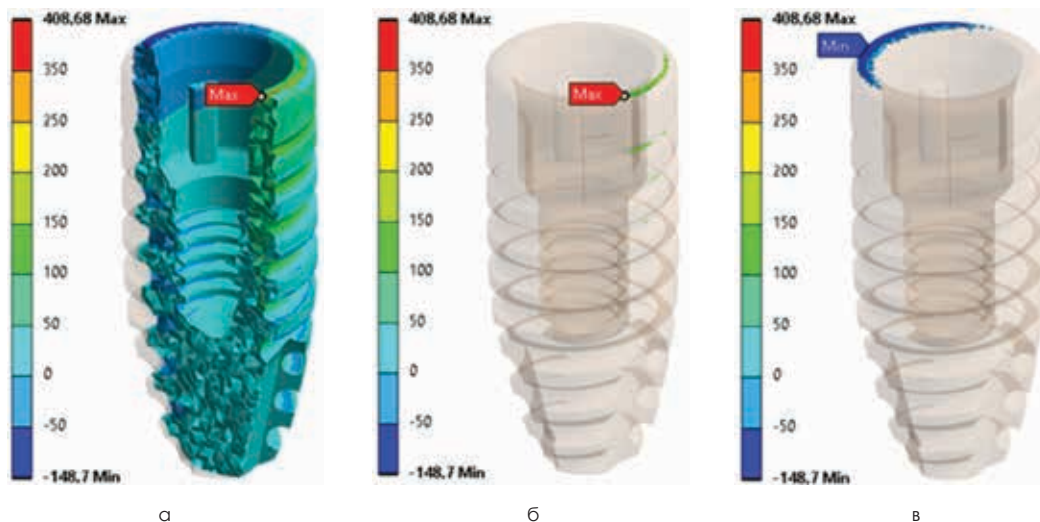


Рисунок 8. Распределение главных напряжений в имплантате, МПа

На рисунке 8а представлены распределения главных напряжений в керамическом имплантате.

На рисунке 8б главные напряжения превышают 150 МПа, на рисунке 8в главные напряжения ниже 30 МПа.

На рисунках 9а и 9в представлены распределения мизесовских напряжений в кортикальной и губчатой кости, а также локальные распределения повышенных напряже-

ний: свыше 40 МПа для кортикальной (рис. 9б) и свыше 5 МПа для губчатой (рис. 9г) костей.

Для каждого из вариантов нагружения титанового и керамического имплантатов деформации сопоставимы.

В таблице 3 представлены значения пиковых напряжений по всем расчетным случаям (РС) для вариантов с керамическим и титановым имплантатом.

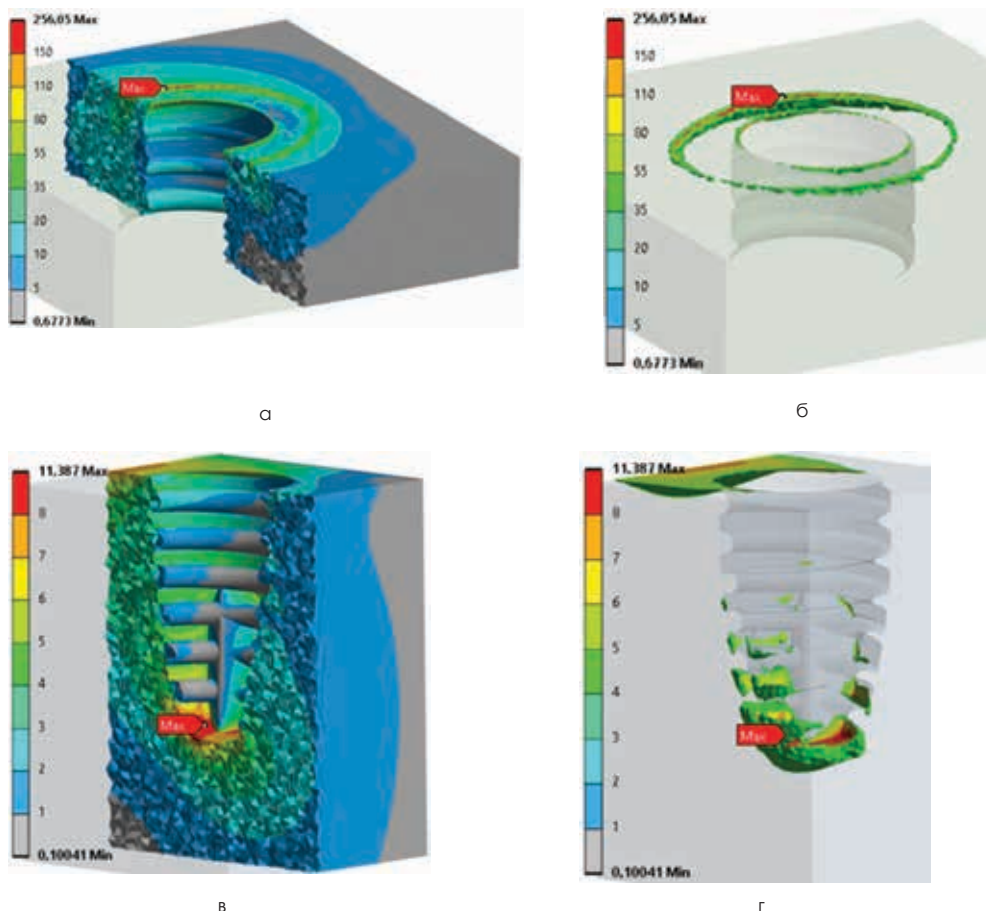


Рисунок 9. Распределение главных напряжений в имплантате, МПа

Таблица 3
Пиковые напряжения

	№	Напряжения, МПа			
		Абатмент	Имплантат*	Корт. кость	Губч. кость
Керамика	PC1	28	-32/38	49	3
	PC2	73	-97/240	96	4
	PC3	75	-93/277	100	4
	PC4	89	-110/323	142	6
	PC5	58	-74/204	95	3
Титан	PC1	34	37	53	2
	PC2	84	74	105	3
	PC3	93	112	105	3
	PC4	103	133	156	3
	PC5	72	76	104	2

Примечание: указаны минимальные и максимальные главные напряжения для керамического имплантата.

Детальный анализ показал максимальную концентрацию напряжений в шейке имплантата в кортикальной кости, окружающей имплантат, как при вертикальных, так и при косых нагрузках, что согласуется с проведенными ранее исследованиями.

Циркониевые имплантаты продемонстрировали на 5–10% более низкую передачу напряжения на окружающую кортикальную кость при косой нагрузке и 20% более низкую передачу напряжений на материал абатмента. Это свидетельствует о потенциальном преимуществе в снижении резорбции маргинальной кости. Однако та же жесткость привела к увеличению в 1,8–2,2 раза напряжений по Мизесу и главных растягивающих напряжений в теле циркониевого имплантата, особенно в области шейки, приближаясь к критическим порогам хрупкого разрушения при наихудших сценариях нагрузки. Однако его эффект экранирования напряжений в кости может снизить риск микроповреждений и потери костной ткани. Напротив, более низкий модуль титана обеспечивает более гибкую передачу нагрузки, несколько увеличивая напряжение в кости, но снижая риск перелома самого имплантата. Эти результаты согласуются с клиническими наблюдениями: циркониевые имплантаты могут подходить для областей с низкой нагрузкой (например, передних зубов), но требуют осторожности в задних отделах с высокими косыми нагрузками. Результаты подтверждают необходимость избирательного применения циркониевых имплантатов – предпочтительно во фронтальных отделах с преимущественно осевой нагрузкой – подчеркивают важность окклюзионной коррекции для минимизации боковых сил.

Титановые имплантаты продемонстрировали превосходное распределение напряжений и более низкие пиковые напряжения во всех условиях нагрузки, что подтверждает их механическую надежность даже при высоких косых окклюзионных нагрузках.

Несмотря на все усилия по точному моделированию НДС системы абатмент–имплантат–кость на действие окклюзионных сил, конечно-элементная модель имеет ряд ограничений. Жевательные силы являются динамическими, тогда как данное исследование проводилось при статических нагрузках. Контактное взаимодействие в системе подразумевает идеализированное сцепление между компонентами и отсутствие периодонтальной связки или мягких

тканей. В будущем исследования могут включать динамическую нагрузку, специфическую анатомию пациента, углубленное рассмотрение контактных взаимодействий.

Результаты изготовления имплантата: микроструктура и геометрические особенности

Проведенный рентгенологический и томографический анализ подтвердил возможность воспроизведения резбовой геометрии с высокой точностью при условии корректного учёта коэффициентов усадки по всем трем координатным осям. Внутренние дефекты структуры, такие как трещины или пористые включения, в исследованных образцах выявлены не были.

Микроструктура спеченных образцов характеризуется равноосной структурой без видимых пор (рис. 10).

Измеренное значение плотности показало, что образцы из диоксида циркония после дополнительной обработки достигли 99,8% от теоретически ожидаемой плотности для данного материала. Анализ среднего химического состава диоксида циркония проводился на полированных поверхностях при ускоряющем напряжении 20 кВ. В результате исследования были получены следующие средние значения содержания элементов: Zr – 62,12 мас.%, O – 29,74 мас.% и Y – 8,17 мас.%. Полученные концентрации элементов представляют собой средние значения компонентов в выбранной области с доверительным ин-

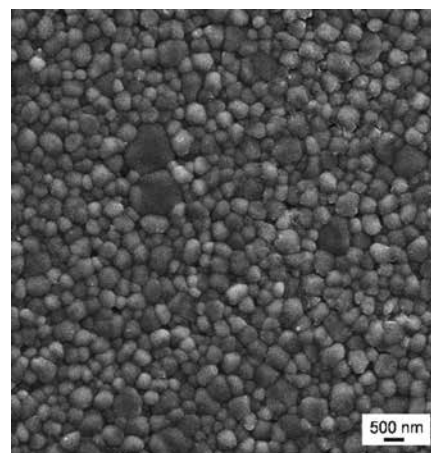


Рисунок 10. Микроструктура спеченных образцов



Рисунок 11. Трехмерная реконструкция рентгеновской томографии напечатанного методом стереолитографии имплантата из 3Y-TZP

тервалом $\sigma \leq 0,3$ мас.%. На серии томографических срезов и при объемной 3D-реконструкции визуализируется монолитный образец имплантата, изготовленный из диоксида циркония (3Y-TZP) методом стереолитографии (рис. 11).

Материал характеризуется высокой рентгеноконтрастностью, проявляющейся в виде зон высокой оптической плотности (интенсивный белый сигнал). Внутренняя структура образца демонстрирует высокую степень гомогенности без признаков критической внутренней пористости, каверн или расслоений, что свидетельствует о качественном сращивании слоев и высокой плотности керамики после этапа спекания. Артефакты от жесткости пучка (beam hardening), типичные для сканирования высокоплотных материалов, наблюдаются минимально и не перекрывают основные морфологические характеристики.

При детальном анализе внешнего контура подтверждается высокая геометрическая точность соответствия САD-модели. Поверхность изделий характеризовалась высокой гладкостью, за исключением наклонных участков, где наблюдались характерные для метода стереолитографии ступенчатые неровности. Данный эффект «лестницы» обусловлен дискретной природой аддитивного процесса, где кривизна поверхности аппроксимируется слоями фиксированной толщины. На вертикальных же плоскостях шероховатость минимальна, что подтверждает разрешающую способность принтера в плоскости XY.

В целом, образец демонстрирует структурную целостность, характерную для качественно проведенного цикла печати и термической обработки. Отсутствие микротрещин в зонах перехода от гладких поверхностей к ступенчатым участкам указывает на равномерное распределение внутренних напряжений. Визуализируемая микротопография поверхности на наклонных гранях может рассматриваться как фактор, потенциально влияющий на остеоинтеграцию или адгезию мягких тканей, что требует дальнейшего гистологического или профилометрического анализа.

Заключение

Детальный биомеханический анализ выявил специфику распределения нагрузок в системе «имплантат-кость». Циркониевые имплантаты, обладая высокой жесткостью, снижая передачу напряжения на кортикальную кость на 5–10% и на абатмент на 20%, что потенциально уменьшает риск резорбции маргинальной кости. Однако обратной стороной является увеличение внутренних напряжений (по Мизесу) в теле имплантата в 1,8–2,2 раза по сравнению с титановыми аналогами, особенно в пришеечной области. Это диктует необходимость избирательного применения циркониевых изделий: они предпочтительны для фронтальных отделов с осевой нагрузкой, тогда как в дистальных отделах с высокими боковыми силами титановые конструкции остаются более надежными.

Результаты исследования образцов, изготовленных методом лазерной стереолитографии (SLA), подтвердили высокое качество получаемого материала. Микроструктурный анализ спеченных изделий показал формирование равноосной зеренной структуры без видимых пор, при этом плотность материала достигла 99,8% от теоретического значения. Физико-механические характеристики, такие как твердость ($10 \pm 0,1$ ГПа), прочность на изгиб 947 ± 12 МПа и вязкость разрушения $7,8 \pm 0,3$ МПа·м^{1/2}, оказались сопоставимы со свойствами циркониевой керамики, полученной традиционными методами.

Совокупность полученных данных свидетельствует о том, что аддитивный подход не уступает субтрактивным технологиям по качеству материала, но превосходит их в гибкости производства. Высокая точность печати, возможность воспроизведения геометрически сложных форм и сокращение числа стадий постобработки открывают широкие перспективы для применения метода SLA при создании персонализированных стоматологических имплантатов и других миниатюрных керамических компонентов.

Тем не менее, следует учитывать ограничения проведенного численного моделирования, связанные со статическим характером нагрузок и идеализированным контактным взаимодействием без учета периодонтальной связки. Для полноценного внедрения технологии цифрового производства циркониевых имплантатов в клиническую практику необходимы дальнейшие исследования, включающие динамическое моделирование с учетом индивидуальной анатомии, а также проведение комплексных испытаний *in vitro* и *in vivo* для оценки биологической функциональности изделий.

Список литературы / References

- Mohseni P, Soufi A, Chrcanovic BR. Clinical outcomes of zirconia implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 2023;28(11):15. Published 2023 Dec 23. doi:10.1007/s00784-023-05401-8.
- Sofova, C.; Yanushevich, O.; Krikheli, N.; Grigoriev, S.; Evdokimov, V.; Kramar, O.; Nozdina, M.; Peretyagin, N.; Undritsova, N.; Popelyshkin, E.; et al. Dental Implants: Modern Materials and Methods of Their Surface Modification. *Materials* 2023, 16, 7383. <https://doi.org/10.3390/ma16237383>.
- Grigoriev, S.; Peretyagin, N.; Apelfeld, A.; Smirnov, A.; Yanushevich, O.; Krikheli, N.; Kramar, O.; Kramar, S.; Peretyagin, P. Investigation of MAO Coatings Characteristics on Titanium Products Obtained by EBM Method Using Additive Manufacturing. *Materials* 2022, 15, 4535. <https://doi.org/10.3390/ma15134535>.
- Grigoriev S.; Smirnov A.; Pinargote N.W.S.; Yanushevich, O.; Krikheli N.; Kramar O.; Prislinskiy Y.; Peretyagin P. Evaluation of Mechanical and Electrical Performance of Aging Resistance ZTA Composites Reinforced with Graphene Oxide Consolidated by SPS. *Materials* 2022, 15, 2419. <https://doi.org/10.3390/ma15072419>.
- Branco AC, Colaco R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Recent Advances on 3D-Printed Zirconia-Based Dental Materials: A Review. *Materials (Basel)*. 2023;16(5):1860. Published 2023 Feb 24. doi:10.3390/ma16051860.
- Wiedemann TG, et al. Clinical Guideline for Zirconia Dental Implants: A Comprehensive and Critical Review and Update. *Jour Clin Med Res*. 2024;5(3):1.

7. Chongwen Zh., Xiao Wang *Advancements and challenges in the application of zirconia ceramics for dental restorations*. *Ceramics – Silkaty* 68 (4) 610-623 (2024).
8. Chiou LL, Panariello BHD, Hamada Y, Gregory RL, Blanchard S, Duarte S. Comparison of In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implants. *Biomed Res Int*. 2023;2023:8728499. Published 2023 Apr 15. doi:10.1155/2023/8728499.
9. Abu Al-Faraj TM, Alsubhi BM, Almarhoon AN, et al. Comparison of Peri-Implant Soft Tissue Around Zirconia and Titanium Abutments in the Aesthetic Zone: A Narrative Review. *Cureus*. 2024;16(7):e65782. Published 2024 Jul 30. doi:10.7759/cureus.65782.
10. Chiou LL, Panariello BHD, Hamada Y, Gregory RL, Blanchard S, Duarte S. Comparison of In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implants. *Biomed Res Int*. 2023 Apr 15;2023:8728499. doi: 10.1155/2023/8728499. PMID: 37096222; PMCID: PMC10122594.
11. Aldhwayhi S. Zirconia in Dental Implantology: A Review of the Literature with Recent Updates. *Bioengineering (Basel)*. 2025;12(5):543. Published 2025 May 19. doi:10.3390/bioengineering12050543.
12. Steinherr T. Implant Materials in Focus: A Comprehensive Review of Zirconia vs. Titanium and Their Impact on Peri-Implant Health. *J Oral Med and Dent Res*. 5(4):1–7.
13. Abu Al-Faraj TM, Alsubhi BM, Almarhoon AN, et al. Comparison of Peri-Implant Soft Tissue Around Zirconia and Titanium Abutments in the Aesthetic Zone: A Narrative Review. *Cureus*. 2024;16(7):e65782. Published 2024 Jul 30. doi:10.7759/cureus.65782.
14. Aldhwayhi S. Zirconia in Dental Implantology: A Review of the Literature with Recent Updates. *Bioengineering (Basel)*. 2025;12(5):543. Published 2025 May 19. doi:10.3390/bioengineering12050543.
15. Solís Pinargote N.W.; Yanushevich O.; Krikheli N.; Smirnov A.; Savilkin S.; Grigoriev S.N.; Peretyagin P. Materials and Methods for All-Ceramic Dental Restorations Using Computer-Aided Design (CAD) and Computer-Aided Manufacturing (CAM) Technologies – A Brief Review. *Dent. J*. 2024, 12, 47. <https://doi.org/10.3390/dj12030047>.
16. Yiqiao Wang, Le Fan, Zhichao Hao, Yaxiong Liu, Yuanyuan Ma, Weichang Li, Tao Yang, Wei Teng. 3D-printing bionic-patterned zirconia via stereolithography promotes soft tissue integration for ceramic implants. *Ceramics International*, Volume 49, Issue 13, 2023, Pages 21602-21612, <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2023.03.296>.
17. Ahmed Yaseen Alqutaibi, Mohammed Ahmed Alghauli, Marwan Hamed Awad Aljohani, Muhammad Sohail Zafar. Advanced additive manufacturing in implant dentistry: 3D printing technologies, printable materials, current applications and future requirements. *Bioprinting*, Volume 42, 2024, <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2024.e00356>.
18. Yiqiao Wang, Le Fan, Zhichao Hao, Yaxiong Liu, Yuanyuan Ma, Weichang Li, Tao Yang, Wei Teng. 3D-printing bionic-patterned zirconia via stereolithography promotes soft tissue integration for ceramic implants. *Ceramics International*, Volume 49, Issue 13, 2023, Pages 21602-21612, <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2023.03.296>.
19. Branco AC, Colaço R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Recent Advances on 3D-Printed Zirconia-Based Dental Materials: A Review. *Materials (Basel)*. 2023;16(5):1860. Published 2023 Feb 24. doi:10.3390/ma16051860.
20. Mohammed Alghauli, Ahmed Yaseen Alqutaibi, Sebastian Wille, Matthias Kern. 3D-printed versus conventionally milled zirconia for dental clinical applications: Trueness, precision, accuracy, biological and esthetic aspects. *Journal of Dentistry*, Volume 144, 2024, 104925, <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104925>.
21. Branco AC, Colaço R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Recent Advances on 3D-Printed Zirconia-Based Dental Materials: A Review. *Materials (Basel)*. 2023;16(5):1860. Published 2023 Feb 24. doi:10.3390/ma16051860.
22. Solís Pinargote N.W.; Smirnov A.; Peretyagin N.; Seleznev A.; Peretyagin P. Direct Ink Writing Technology (3D Printing) of Graphene-Based Ceramic Nanocomposites: A Review. *Nanomaterials* 2020, 10, 1300. <https://doi.org/10.3390/nano10071300>.
23. Smirnov A., Volosova M., Peretyagin P., Bartolomé J.F. Tribological behaviour of a 3Y-TZP/Ta ceramic-metal biocomposite against ultrahigh molecular weight polyethylene (UHMWPE). *Ceramics International*, V. 44, Issue 2, 2018, P. 1404–1410. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2017.09.186>.
24. Sergeev Yuriy Andreevich, Dolgalev Alexander Alexandrovich, Choniashevii David Zurabovich, Avansyan Vazgen Mikhailovich. The usage of the finite element analysis in the design of new dental implant systems // *IJIM*. 2023. № 1.
25. Reddy MS, Sundaram R, Eid Abdemagdy HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Pharm Bioallied Sci*. 2019;11(Suppl 2): S85–S91. doi:10.4103/JPBS.JPBS_296_18.
26. Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imaging Graph*. 2008 Jan;32(1):53–60. doi:10.1016/j.compmedimag.2007.09.001. Epub 2007 Oct 24. PMID: 17951028.
27. Cristina Falcinelli, Francesco Valente, Marcello Vasta, Tonino Traini. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dental Materials*, V. 39, Issue 6, 2023, P. 539–556, <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.04.002>.
28. Proc ImechE Part H: *J Engineering in Medicine* 1–12 ImechE 2023 Article reuse guidelines: sagepub.com/journals-permissions.

Статья поступила / Received 17.11.2025

Получена после рецензирования / Revised 20.11.2025

Принята в печать / Accepted 21.11.2025

Информация об авторах

Крихели Наталья Ильинична¹ – д.м.н., профессор, проректор, заведующая кафедрой клинической стоматологии.
E-mail: krikheli_msmsu@mail.ru. eLibrary SPIN: 5807-2718.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8035-0638>

Перетягин Павел Юрьевич² – к.т.н., ведущий сотрудник лаборатории искрового плазменного спекания, заведующий лабораторией новых технологий и медицинских материалов.
E-mail: peretyagin.mstu@gmail.com. eLibrary SPIN: 6284-8065.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9053-496X>

Цициашвили Александр Михайлович¹ – д.м.н., доцент, профессор кафедры пропедевтики хирургической стоматологии.
E-mail: amc777@yandex.ru. eLibrary. SPIN: 4195-5760.
ORCID <https://orcid.org/0000-0002-4737-8508>

Пустовойт Елена Владиславовна¹ – к.м.н., доцент кафедры клинической стоматологии. E-mail: estetstomfdo@gmail.com. eLibrary SPIN: 9963-7962.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3709-2215>

Ноздрина Маргарита Сергеевна¹ – ассистент кафедры клинической стоматологии E-mail: margo-rizhik@mail.ru. eLibrary SPIN: 2242-1280.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0299-8217>

Руднева Ольга Витальевна¹ – заместитель начальника управления науки, ассистент кафедры клинической стоматологии E-mail: rudneva_ov@bk.ru. eLibrary SPIN: 7874-4789.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0225-2773>

Ходанович Николай Владимирович¹ – инженер лаборатории новых технологий и медицинских материалов

Перетягин Никита Юрьевич^{1,2} – инженер лаборатории новых технологий и медицинских материалов, младший научный сотрудник лаборатории искрового плазменного спекания E-mail: peretyagin.nikita@yandex.ru. eLibrary SPIN: 6715-8659.
ORCID: <https://orcid.org/0009-0006-4905-5653>

Жуковская Юлия Игоревна¹ – начальник отдела организации научных проектов и научно-практических мероприятий управления науки, аспирант кафедры клинической стоматологии E-mail: zhuko-yulya@yandex.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0000-3153-3799>

Можяев Александр Александрович² – инженер кафедры высокоэффективных технологий и обработки E-mail: mozhayev00@list.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0009-0794-7583>

Науменко Петр Алексеевич² – инженер-исследователь кафедры высокоэффективных технологий и обработки E-mail: p.naumenko@stankin.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-6702-1152>

Медельцев Антон Александрович² – младший научный сотрудник кафедры высокоэффективных технологий и обработки E-mail: medeltsev@hotmail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0001-4285-1423>

¹ ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России, Москва, Россия

² ФГАОУ ВО «ИПТУ» СТАНКИН», Москва, Россия

Контактная информация:

Ноздрина Маргарита Сергеевна. E-mail: margo-rizhik@mail.ru

Для цитирования: Крихели Н.И., Перетягин П.Ю., Цициашвили А.М., Пустовойт Е.В., Ноздрина М.С., Руднева О.В., Ходанович Н.В., Перетягин Н.Ю., Жуковская Ю.И., Можяев А.А., Науменко П.А., Медельцев А.А. Сравнительный биомеханический анализ и перспективы аддитивного производства дентальных имплантатов из оксида циркония и титана. *Медицинский алфавит*. 2025;(30):163–171. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2025-30-163-171>

Author information

Krikheli Natella I.¹ – DM Sci, prof., vice-rector, head of the Department of Clinical Dentistry
E-mail: krikheli_msmsu@mail.ru. eLibrary SPIN: 5807-2718.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8035-0638>

Peretyagin Pavel Yu.^{1,2} – CT Sci, associate professor of the department «Highly Effective Processing Technologies», head of the Laboratory of New Technologies and Medical Materials
E-mail: peretyagin.mstu@gmail.com. eLibrary SPIN: 6284-8065.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9053-496X>

Tsitsiashevii Alexander M.¹ – MD, Associate Professor, Professor of the Department of Propeaedeutics of Surgical Dentistry
E-mail: amc777@yandex.ru. eLibrary. SPIN: 4195-5760.
ORCID <https://orcid.org/0000-0002-4737-8508>

Pustovoit Elena V.¹ – CM Sci, Associate Professor, Associate Professor of the Department of Clinical Dentistry E-mail: estetstomfdo@gmail.com. eLibrary SPIN: 9963-7962.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3709-2215>

Nozdrina Margarita S.¹ – Assistant of the Department of Clinical Dentistry E-mail: margo-rizhik@mail.ru. eLibrary SPIN: 2242-1280.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0299-8217>

Rudneva Olga V.¹ – Deputy Head of the Department of Science, Assistant of the Department of Clinical Dentistry E-mail: rudneva_ov@bk.ru. eLibrary SPIN: 7874-4789.
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0225-2773>

Khodanovych Nikolay V.¹ – engineer of the laboratory of new technologies and medical materials

Peretyagin Nikita Yu.^{1,2} – Engineer of the Laboratory of New Technologies and Medical Materials, Junior researcher at the «Highly Effective Processing Technologies» E-mail: peretyagin.nikita@yandex.ru. eLibrary SPIN: 6715-8659.
ORCID: <https://orcid.org/0009-0006-4905-5653>

Zhukovskaya Yuliy I.¹ – Head of the Department of Organization of scientific projects and scientific and Practical activities of the Department of Science, postgraduate student of the Department of Clinical Dentistry E-mail: zhuko-yulya@yandex.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0000-3153-3799>

Mozhaev Aleksandr A.² – Engineer, Department of High-Efficiency Technologies and Processing E-mail: mozhayev00@list.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0009-0794-7583>

Naumenko Petr A.² – research engineer at the Department of Highly Efficient Technologies and Processing E-mail: p.naumenko@stankin.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-6702-1152>

Medeltsev Anton A.² – Junior Researcher, Department of High-Efficiency Technologies and Processing E-mail: medeltsev@hotmail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0009-0001-4285-1423>

¹ Russian University of Medicine of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

² Moscow State University of Technology «STANKIN», Moscow, Russia

Contact information

Nozdrina Margarita S. E-mail: margo-rizhik@mail.ru

For citation: Krikheli N.I., Peretyagin P.Yu., Tsitsiashevii A.M., Pustovoit E.V., Nozdrina M.S., Rudneva O.V., Khodanovych N.V., Peretyagin N.Yu., Zhukovskaya Yu.I., Mozhaev A.A., Naumenko P.A., Medeltsev A.A. Comparative biomechanical analysis and prospects for additive manufacturing of dental implants from zirconium oxide and titanium. *Medical alphabet*. 2025;(30):163–171. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2025-30-163-171>