

Формирование биосовместимой поверхности дентальных имплантов с помощью лазерной обработки

© Е.А. Гостева,^{1,2,3} А.Б. Дымников,¹ А.А. Лактионов,³ К.А. Щербаков,³ А.Е. Звидран,³ Д.И. Целиков,³ А.С. Графова,³ Д.Н. Мамонов,³ И.В. Лунев,³ С.М. Климентов,³ Д.Д. Сергиенко,² В.В. Федорова¹

¹Российский университет дружбы народов,
117198 Москва, Россия

²Национальный исследовательский технологический университет „МИСиС“,
119049 Москва, Россия

³Национальный исследовательский ядерный университет „МИФИ“,
115409 Москва, Россия
e-mail: gosteva-ea@rudn.ru

Поступило в Редакцию 14 апреля 2026 г.

В окончательной редакции 1 сентября 2026 г.

Принято к публикации 2 сентября 2026 г.

Экспериментально подтверждена гипотеза о возможности применения лазерного текстурирования поверхности с одновременным травлением в водных растворах медицинских антисептиков без использования агрессивных реактивов. Наиболее развитая морфология поверхности получена при длительности лазерных импульсов 10 ns, плотности энергии 12 J/cm² и частоте следования импульсов 30 kHz. Значительного вклада механизмов фотохимического травления при использовании низкоконцентрированных растворов антисептиков в эксперименте не наблюдалось. Заметное влияние на шероховатость обработанной поверхности оказывала интенсивность газообразования в зоне абляционного лазерного воздействия, в том числе при термическом разложении перекиси водорода.

Ключевые слова: дентальные импланты, лазерная обработка имплантатов, лазерная абляция, биосовместимость, остеоинтеграция имплантатов, фотохимическое травление.

DOI: 10.61011/JTF.2026.11.63783.99-26

Введение

В связи с высокой распространенностью стоматологических заболеваний дентальная имплантация утвердилась в качестве универсального метода восстановления утраченных зубов, решающего как функциональные, так и эстетические задачи. Долгосрочный успех этой процедуры определяется качеством остеоинтеграции — процесса сращения имплантата с костью. На него влияют не только мастерство хирурга и послеоперационный уход, но и ключевые характеристики поверхности имплантата — ее микроструктура и физико-химические свойства, что объясняет высокую актуальность современных исследований, направленных на модификацию поверхности имплантатов. Разработка таких технологий необходима для улучшения биосовместимости, снижения риска осложнений и продления срока службы конструкций.

Развитие дентальной имплантации расширяет возможности лечения пациентов с частичной или полной адентией. Высокая эффективность этого метода лечения обусловлена предсказуемостью, безопасностью и долговечностью соединения кости с имплантатом. Ремоделирование костной ткани имеет решающее значение для поддержания долгосрочной стабильной остеоинтеграции. Ремоделирование — это непрерывный процесс активации остеокластов и остеобластов, необходимый

для восстановления, формирования и функционального восстановления костной ткани.

Для того чтобы понять, какую роль играет структура поверхности имплантата, необходимо представлять стадии и механизмы имплантации. Процедура имплантации сопровождается травмированием тканей, в ответ на которое развивается воспалительная реакция со стадийными сосудисто-тканевыми изменениями, приводящими к регенераторным процессам [1]. Данный процесс включает несколько четко разграниченных стадий, каждая из которых характеризуется специфическими морфологическими и биохимическими изменениями. Важную роль в успешной интеграции имплантата играют факторы роста и цитокины, регулирующие последовательность репаративных процессов. На начальном этапе формируется гематома вокруг имплантационного ложа, являющаяся естественной ответной реакцией тканей на инвазивное вмешательство. В последующие дни наблюдается активное развитие неоваскуляризации, сопровождающееся прорастанием новообразованных капилляров в область сгустка. Параллельно происходит формирование грануляционной ткани, которая постепенно замещает первичный сгусток. Дальнейшая репаративная регенерация характеризуется последовательной трансформацией тканевых структур: грануляционный матрикс постепенно ремоделируется в структурированную соединительную ткань. Завершающим этапом данного процесса

является оссификация — формирование костной ткани непосредственно вокруг имплантата. Одновременно с остеоинтеграцией развиваются процессы репарации в мягких тканях. Формируется специализированный барьерный слой, состоящий из эпителиального пласта и соединительнотканых элементов. Данный комплекс обеспечивает надежную фиксацию к поверхности имплантата и создает эффективный биологический барьер, препятствующий миграции эпителиальных клеток в зону имплантационного ложа. В условиях ишемии происходит формирование соединительной или хрящевой ткани, что нежелательно, поэтому состояние микрососудистого русла и уровня кровоснабжения играют важную роль.

Согласно современным представлениям, развитие перимплантата является мультифакторным процессом, в котором существенную роль играют как местные, так и системные факторы [2]. Патологические изменения в перимплантационной зоне демонстрируют клинкоморфологические параллели с воспалительными заболеваниями пародонта, преимущественно проявляясь в форме гингивита и пародонтита. Этиопатогенетическое значение приобретают контаминанты и субстанции, формирующиеся на поверхности имплантата в процессе его модификации стандартными технологическими методами, такими как пескоструйная обработка поверхности, химическое травление в концентрированных растворах неорганических кислот [3–5]. Остатки продуктов реакции, частиц корунда, химических загрязнителей приводят к нарушению целостности имплантационного ложа, создают условия для колонизации патогенной микрофлоры, препятствуют адекватной репаративной регенерации тканей.

Применение лазерной обработки является одним из перспективных методов повышения биоактивности и функциональности поверхности титановых дентальных имплантатов. В отличие от традиционных методов, таких, как пескоструйная обработка и кислотное травление, лазерные технологии позволяют создавать уникальные, высокоточные, воспроизводимые поверхности с контролируемой топографией на микро- и наноуровне без загрязнения ее цитотоксическими веществами. Особенно интересной с практической и научной точек зрения является возможность проведения обработки в жидких технологических средах, способствующих как формированию развитого рельефа за счет интенсивного теплоотвода, так и оказывающих дополнительное химическое и антибактериальное воздействие.

Согласно современным исследованиям, лазерная обработка имплантатов демонстрирует достоверно более низкие показатели развития перимплантата по сравнению с традиционными методами [6]. Во многом это связано как с чистотой проводимой модификации, так и с гибкостью подхода к обработке, что подразумевает тонкое регулирование траектории обработки, пространственно-временных и энергетических характеристик лазерного излучения для формирования рельефа с оптимальными биоактивными свойствами [7]. Таким

образом, использование лазерной обработки имплантатов представляется перспективным направлением в профилактике постимплантационных осложнений, что подтверждается как теоретическими предпосылками, так и практическим интересом в новых исследованиях [6,8–10].

Лазерная обработка имплантатов заключается в воздействии на поверхность заготовки последовательностями лазерных импульсов, приводящих к формированию заданного микро- и нанорельефа при заданной траектории смещения и перекрытия пятен сфокусированного излучения на поверхности. Топология получаемого рельефа обусловлена рядом физических процессов, таких как локальный нагрев, фазовые превращения или взрывное испарение материала (абляция) и звуковая эмиссия. Получаемый результат зависит от множества факторов — как самих параметров лазерного воздействия (длина волны, длительность импульса, плотность энергии, траектория и скорость сканирования и т.д.), так и от технологической среды, в которой проводится модификация (газы или жидкости).

Широко описанные в литературе исследования сфокусированы на проведении модификации в газовых средах. Тем не менее существует ряд работ, которые подтверждают, что условия обработки в жидкости в значительной степени отличаются, но также позволяют достигать необходимых результатов [11,12]. В связи с этим использование жидких технологических сред может представлять большой интерес как с научной, так и с практической точек зрения, в том числе и за счет использования антисептических растворов для лучшей стерилизации.

Цель настоящей работы состояла в изучении возможности реализации комбинированного метода лазерной абляции и химического травления в водной среде и слабых водных растворах пероксида водорода (H_2O_2) и хлоргексидина биглюконата для формирования развитой морфологии поверхности титанового сплава BT1-0 без применения агрессивных химических травителей в сочетании с антисептической обработкой для обеспечения наилучшей биосовместимости и остеоинтеграции имплантатов в медицинской практике [13], а также в оценке роли факторов фотохимического травления в указанных водных растворах.

1. Проведение экспериментальных исследований и результаты

1.1. Материалы и методы

Объектом исследования являлся титановый сплав марки BT1-0, используемый для изготовления дентальных имплантатов. Обработка поверхности титана производилась при помощи импульсно-периодического наносекундного волоконного лазера Venus Series Pulsed Fiber Laser Module с длиной волны 1064 nm при фокусировке F-тета объективом после двухкоординатного

гальванического зеркального сканатора, используемого для смещения пятен облучения на поверхности образцов с заданным шагом и перекрытием от импульса к импульсу. В качестве среды использовались дистиллированная вода, водные растворы пероксида водорода (3 % и 5 % H_2O_2) и медицинский водный раствор 0.05 % хлоргексидина биглюконата. Слабые растворы пероксида водорода и хлоргексидина широко применяются как недорогой антисептик, дистиллированная вода использовалась для сравнения. Для исследования морфологии получаемой поверхности в качестве основного инструмента использовалась сканирующая электронная микроскопия поверхности (TESCAN MAIA3 Triglav). Для количественной характеристики получаемого микрорельефа выполнялись эксперименты с измерением шероховатости вдоль и поперек линий сканирования лазерного пятна.

1.2. Условия проведения эксперимента

На основании представленного обзора были проведены исследования по влиянию жидкой антисептической среды на результат импульсного лазерного воздействия на поверхность титанового сплава BT1-0 (99.7 % титана и 0.3 % примесей, включая Fe, C, Si, N, O, H по ГОСТ [14]), который широко используется в медицинской практике. Эксперименты проведены с использованием иттербиевого волоконного импульсного наносекундного лазера, длина волны которого составляет 1064 nm с возможностью вариации длительности импульсов в диапазоне 1–20 ns при частоте следования 30 kHz и максимальной средней мощности излучения до 5 W. Обработка поверхности проводилась в дистиллированной воде, водных растворах пероксида водорода (3 % и 5 %), а также хлоргексидина биглюконата (0.05 %) при фокусировке план-объективом с фокусным расстоянием 100 mm. Титановый образец помещался вертикально в оптическую кювету с жидкой средой и стенками толщиной 2 mm, при этом толщина слоя жидкости перед образцом составляла 10 mm. Согласно данным фотометрии, поглощением излучения и нелинейными оптическими эффектами в растворах исследуемых концентраций можно было пренебречь.

Во всех указанных средах лазерная обработка позволяла формировать развитый микрорельеф на поверхности сплава. Морфология обработанной поверхности изучалась методом сканирующей электронной микроскопии. Матрица использованных режимов лазерного воздействия представлена в табл. 1. Для оценки влияния жидкости на морфологию поверхности были использованы идентичные траектории сканирования (рис. 1) и пространственно-энергетические режимы (табл. 1). Оценка дозы облучения в единицах средней по пятну плотности энергии может быть выполнена путем сопоставления энергии в импульсе, площади пятна лазерного излучения, а также фактора повторяющегося воздействия за счет перекрытия пятен при смещении в соот-

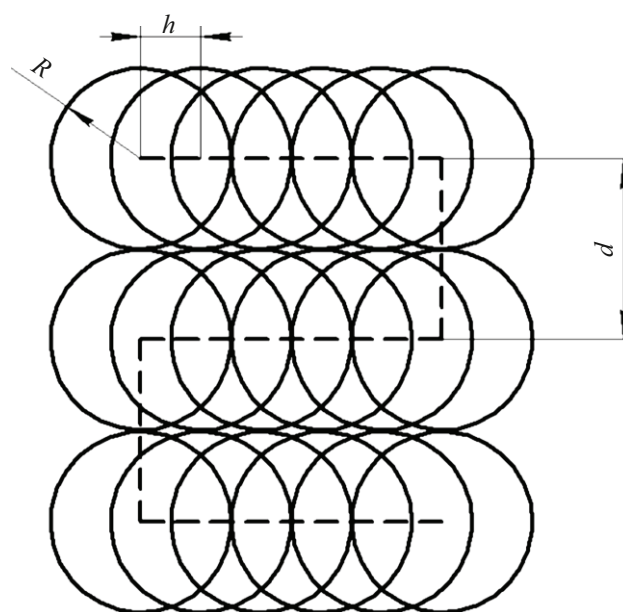


Рис. 1. Траектории сканирования. R — радиус пятна в зоне взаимодействия лазерного излучения с веществом ($26\text{ }\mu\text{m}$), h — расстояние между соседними пятнами по пути сканирования ($3.3\text{ }\mu\text{m}$), d — расстояние между соседними линиями сканирования ($30\text{ }\mu\text{m}$).

ветствии со схемой и параметрами, представленными на рис. 1. Диаметр пятна определялся по полувысоте профиля пространственного распределения энергии и составлял $26\text{ }\mu\text{m}$ в каждой из используемых жидкостей. Таким образом, каждая точка поверхности вдоль траектории освещивалась примерно 8 раз. Энергия единичных импульсов определялась по средней мощности излучения на заданной частоте следования. Далее приводятся задаваемые в эксперименте значения плотности энергии единичного импульса.

1.3. Модификация поверхности методом лазерного структурирования в дистиллированной воде и водных растворах пероксида водорода (3 % и 5 %)

Слабый водный раствор пероксида водорода (H_2O_2) — широко распространенное универсальное антисептическое средство, активно применяемое в общей медицинской практике. Благодаря выраженной химической активности пероксид водорода способен выступать как в роли окислителя (что наблюдается в большинстве случаев), так и в роли восстановителя в реакциях с сильными окислителями.

С учетом высокой реакционной способности H_2O_2 в рамках настоящего исследования выдвинуто предположение о возможности комбинированного травления поверхности титанового сплава. Предполагается, что локальное оголение металлической поверхности под действием лазерного излучения может инициировать

Таблица 1. Параметры экспериментальных значений в растворах пероксида водорода различной концентрации

№	Длительность импульса, ns	Плотность энергии лазерного излучения, J/cm ²	Частота следования импульсов, kHz	Скорость сканирования, mm/s	Расстояние <i>d</i> между линиями, μm
3 % и 5 % водные растворы H ₂ O ₂					
1–2	1	4 12 20	30	100	30
3–4	5				
5–6	10				
7–8	20				

химические реакции, которые вносят дополнительный термический вклад и стохастическое травление, усиливающее эффект модификации поверхности.

Лазерная обработка в жидких средах принципиально отличается от обработки на воздухе. Ключевое отличие обусловлено повышенной интенсивностью теплоотвода на границах раздела фаз „твердое тело–жидкость“ и „расплав–жидкость“, что влияет на динамику нагрева, застывания расплава, охлаждения и фазовых превращений в зоне взаимодействия лазерного излучения с веществом.

Обработка поверхности проводилась сериями с различной плотностью энергии на одном и том же образце. Результатом каждой серии являлась обработанная полоса шириной 2 mm с отступом 1 mm от предыдущей. Поверхность образца располагалась вертикально, обработка осуществлялась при проходе лазером снизу вверх для минимизации рассеяния излучения на кавитационных пузырьках, вызванных быстрым вскипанием жидкой среды.

Методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) проведен детальный сравнительный анализ морфологии поверхности титанового сплава ВТ1-0 после лазерного текстурирования в исследуемых средах, а именно в дистиллированной воде и водных растворах H₂O₂. Установлено, что при идентичных энергетических режимах обработки морфологические характеристики сформированного микрорельефа практически не зависят от концентрации H₂O₂. В частности, не выявлено значимых различий в глубине и геометрии лакун, локальные дефекты (микротрещины, оплавления) присутствуют в равных количествах и распределены равномерно по всей площади исследуемого образца. Для иллюстрации полученные поверхности при длительности импульсов 10 ns и плотности энергии 12 J/cm² представлены на рис. 2.

На изображениях видно, что при модификации поверхности в дистиллированной воде формируется чуть более равномерный микрорельеф, тогда как в 5 % водном растворе H₂O₂ присутствуют малые области немодифицированной поверхности, что связано, по-видимому, с экранированием отдельных импульсов при рассеянии

энергии лазерного излучения на кавитационных пузырях.

Все реализуемые в работе энергетические режимы лазерной обработки ощутимо превышают порог абляции материала (1–2 J/cm²). Увеличение плотности энергии приводит к появлению микроструктур на поверхности (микротопография), которые формируются из расплавленного и затвердевшего материала. При малых плотностях энергии (4 J/cm²) изменения микроструктуры мало заметны, а при больших (20 J/cm²) поверхность больше сглаживается в виду достаточной энергии для преодоления порога разлета капель расплава от поверхности. На формирование микротопографии влияет не только плотность энергии, но и длительность импульса. При малых длительностях импульса (1 ns) изменения микроструктуры поверхности незначительны, в то время как при больших (20 ns) явно возникает сглаживание, вследствие чего можно предположить, что оптимальными с временной и энергетической точек зрения являются реализации режимов в пределах рассмотренных диапазонов длительностей импульсов и энергий.

1.4. Модификация поверхности методом лазерного структурирования в водном растворе хлоргексидина биглюконата (0.05 %)

Водный раствор хлоргексидина с концентрацией 0.05 % (брутто формула C₂₂H₃₀Cl₂N₁₀) представляет собой стандартизированное антисептическое средство медицинского назначения. Он не содержит загрязняющих примесей и обладает выраженным дезинфицирующим эффектом в отношении широкого спектра микроорганизмов, включая грамположительные и грамотрицательные бактерии.

Морфология поверхности после обработки лазерным излучением с разной длительностью импульса в 0.05 % растворе хлоргексидина показана на рис. 3.

Анализ микроструктуры поверхности образца, представленный на рис. 3, демонстрирует четкую зависимость морфологических изменений от параметров лазерного воздействия.

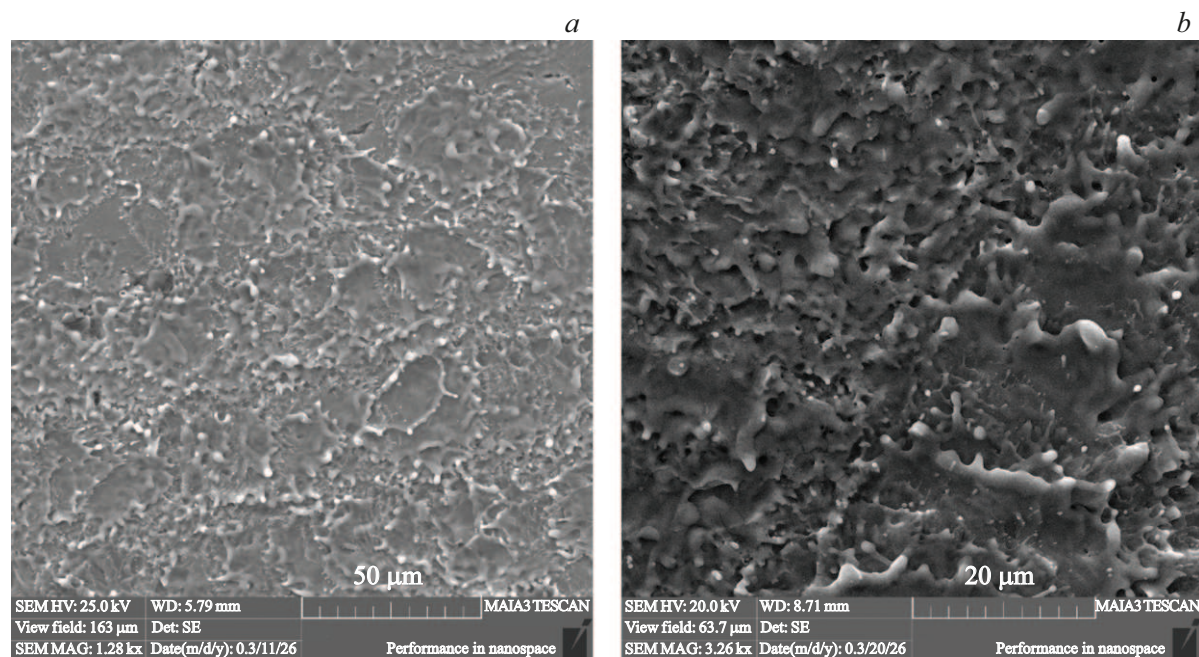


Рис. 2. Микроструктура титанового сплава после лазерной модификации при длительности импульса 10 ns и плотности энергии 12 J/cm² (сканирующая электронная микроскопия): *a* — в дистиллированной воде, *b* — в 5 % растворе H₂O₂.

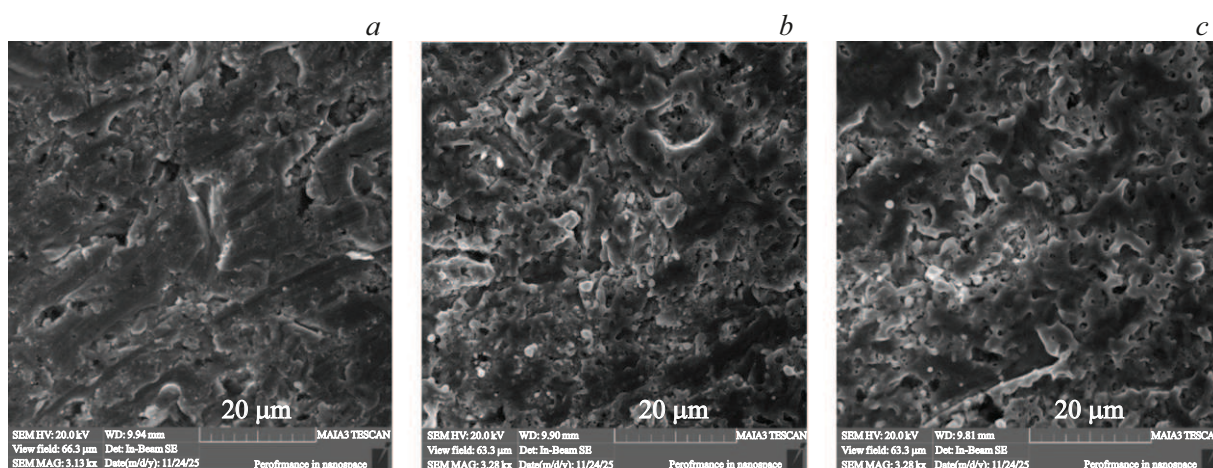


Рис. 3. Микроструктура титанового сплава после лазерной модификации в 0.05 % растворе хлоргексидина биглюконата при различной длительности и плотности лазерного импульса (сканирующая электронная микроскопия): *a* — 1 ns, 4 J/cm²; *b* — 5 ns, 12 J/cm²; *c* — 20 ns, 20 J/cm².

При значениях плотности энергии лазерного излучения 4 J/cm² видимые изменения топографии поверхности практически не фиксируются, при этом отсутствуют признаки оплавления, формирования лакун и трещин. При увеличении плотности энергии до 12 J/cm² наблюдаются первые признаки модификации, происходит формирование локальных микрошероховатостей, пор и оплавления с размерами в пределах единиц микрометров. При значении энергии 20 J/cm² происходит интенсивное оплавление поверхностного слоя. Этот процесс приводит к кардинальному изменению исходной топографии: образуется микрорельеф, формирующийся

за счет расплавления поверхностного слоя материала с последующим его застыванием.

Для данного режима были проведены измерения шероховатости поверхности. Микрорельеф поверхности был измерен методом прецизионной контактной профилометрии на установке KLA-Tencor Alpha-Step IQ3. Приведенные данные являются аппроксимированными без учета макронеровностей — т.е. с учетом не идеальной плоскопараллельности образца. В виду того, что данный прибор используется преимущественно для измерения шероховатости плоскопараллельных объектов, ступеней и полированных поверхностей в полупроводниковой

Таблица 2. Результаты измерения микрорельефа поверхности до текстурирования и после в различных средах

Отклонения	Начальная поверхность	Вода /хлоргексидин		H ₂ O ₂ (3 % и 5 %)	
		По линии сканирования	Поперек линий сканирования	По линии сканирования	Поперек линий сканирования
Ra , nm	52.6	80.2	102.7	136.0	146.3
Rq , nm	70.5	107.7	128.7	178.7	183.3

производстве, абсолютные значения получаемых среднеарифметических (Ra) и среднеквадратичных (Rq) отклонений для больших случайных отклонений являются усредненными относительно выбранной линии тренда. Таким образом, прибор с большей точностью фиксирует относительные измерения профиля поверхности, позволяя уловить изменение шероховатости до и после обработки.

Предварительно была выполнена серия измерений начальной полированной поверхности для всех образцов. Полученные значения шероховатости показывают хорошую степень подготовки поверхности, а именно получаемые средние значения $Ra = 52.6$ nm и $Rq = 70.5$ nm являются характерными для полированного металла.

Для поверхностей, подверженных текстурированию в разных жидкостях, исследования шероховатости разделились на две серии: первая — исследование микрорельефа вдоль направления линий сканирования лазерным лучом, вторая — исследование микрорельефа поперек линий сканирования лазерным лучом. Замечено, что для всех сред значения Ra и Rq профиль поперек линий сканирования лазерным лучом всегда более выраженный, чем вдоль линий, что объясняется отсутствием перекрытия профиля энергии поперек линий сканирования.

2. Выводы

В результате исследований выявлено, что при текстурировании в воде и водном растворе хлоргексидина средние значения Ra и Rq в одном и другом направлениях практически идентичны, в то время как при текстурировании в водном растворе пероксида водорода при всех исследуемых концентрациях сохраняется тренд к увеличению шероховатости. Результаты исследований представлены в табл. 2.

Таким образом, по результатам исследований можно отметить, что лазерное текстурирование приводит к изменению микрорельефа, при этом в водных растворах пероксида водорода оно оказалось наиболее существенным, что коррелирует с наблюдаемым при абляции повышенным газообразованием в зоне лазерного воздействия.

Помимо плотности энергии и интенсивности газообразования, на морфологию формируемого микрорельефа существенное влияние оказывает длительность лазерных

импульсов. Короткие импульсы характеризуются высокой пиковой интенсивностью при малой энергии, тем самым преобладают процессы абляции с минимальным тепловым воздействием на обрабатываемый материал. Средние импульсы обеспечивают баланс между абляцией и оплавлением, при дальнейшем увеличении длительности импульсов происходит значительное тепловое воздействие, в результате которого возможно образование микротрещин из-за термических напряжений при остывании.

Заключение

В работе проведено сравнительное исследование результатов лазерного текстурирования поверхности титанового сплава марки ВТ1-0 в различных средах: дистиллированной воде, 3 % и 5 % водном растворе H₂O₂ и 0.05 % водном растворе хлоргексидина биглюконата. Текстурирование проводилось по идентичным траекториям в диапазоне длительностей лазерных импульсов от 1 до 10 и 20 ns, частоте их следования 30 kHz и плотности энергии лазерного излучения 4, 12 и 20 J/cm².

Проведение лазерной обработки в 3 % и 5 % растворах H₂O₂ приводит к формированию специфического микрорельефа, но не обнаруживает явной зависимости от концентрации. Этот рельеф возникает вследствие локального оплавления поверхностного слоя материала с последующей быстрой кристаллизацией расплава непосредственно в жидкой среде. Методами сканирующей электронной микроскопии были зафиксированные рассеянные поры, предположительно от локального травления поверхности.

Сравнение микроструктуры поверхности в дистиллированной воде и 3 % водном растворе H₂O₂ показали, что в чистой водной среде при выбранных режимах обработки получается более однородный микрорельеф, тогда как в водном растворе H₂O₂ присутствуют незначительные необработанные области, что, вероятно, связано с рассеянием лазерного излучения на кавитационных пузырях.

Результаты экспериментов по лазерному текстурированию в 0.05 % водном растворе хлоргексидина биглюконата не выявили значимых отличий между обработкой в дистиллированной воде и в 3 % и 5 % водном растворе H₂O₂.

Для всех рассмотренных режимов выявлено, что лучшие результаты по однородности получаемого микро- рельефа были получены в средних режимах относительно используемых диапазонов параметров, а именно при длительности импульса 10 ns, плотности энергии 12 J/cm² и частоте следования импульсов 30 kHz.

Получаемый микрорельеф соответствует общим требованиям к модифицированной поверхности дентальных имплантатов, однако это лишь визуальные наблюдения. Для формирования детальных утверждений необходимы проведения исследования *in vitro* с использованием культур клеток костной ткани.

Финансирование работы

Публикация выполнена в рамках проекта № 011621-2-000 Системы грантовой поддержки научных Проектов РУДН при поддержке гранта FSWU-2026-0009 в части использования исследовательской инфраструктуры.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] Y. Zhang, Z. Fan, Y. Xing, S. Jia, Z. Mo, H. Gong. *Front. Bioeng. Biotechnol.*, **10**, 981062 (2022). DOI: 10.3389/fbioe.2022.981062
- [2] K.Ch. Giok, S.K. Veetil, R.K. Menon. *J. Dentistry*, **146**, 105065 (2024). DOI: 10.1016/j.jdent.2024.105065
- [3] B.B. Sarvaiya, S. Kumar, M.Sh.H. Pathan, Sh. Patel, V. Gupta, M. Haque. *Cureus*, **17** (4), e81576 (2025). DOI: 10.7759/cureus.81576
- [4] A. Balang, G. Blunn, M. Roldo, K. Karali, R. Bonithon. *Coatings*, **16** (4), 423 (2026). DOI: 10.3390/coatings16040423
- [5] Yi. Wu, K. Wan, J. Lu, Ch. Yuan, Yu. Cui, R. Duan, J. Yu. *Coatings*, **15** (2), 229 (2025). DOI: 10.3390/coatings15020229
- [6] M.A. Olawumi, F.T. Omigbodun, B.I. Oladapo. *Biomimetics* (Basel), **9**, 642 (2024). DOI: 10.3390/biomimetics9100642
- [7] V. Veiko, Yu. Karlagina, E. Zernitckaia, E. Egorova, M. Radaev, A. Yaremenko, G. Chernenko, V. Romanov, N. Shchedrina, E. Ivanova, B. Chichkov, G. Odintsova. *Nanomaterials*, **12** (23), 4229 (2022). DOI: 10.3390/nano12234229
- [8] R. Saran, K. Ginjupalli, S.D. George, S. Chidangil, V.K. Unnikrishnan. *Heliyon*, **9** (6), e17457 (2023). DOI: 10.1016/j.heliyon.2023.e17457
- [9] B. Kolarovszki, S. Ficsor, D. Frank, K. Katona, B. Soos, K. Turzo. *Lasers Med. Sci.*, **39**, 162 (2024). DOI: 10.1007/s10103-024-04076-1
- [10] А.И. Мурзабеков, К.М. Салех, С.В. Серебряный, И.А. Добрынин, М.С. Савинов, Д.И. Целиков, С.М. Климентов, Ю.А. Сергеев, В.М. Аванисян. *Проблемы стоматологии*, **20** (2), 127 (2024). DOI: 10.18481/2077-7566-2024-20-2-127-134
- [11] I. Tomashchuk, N. Zaitseva, M.C. Marco de Lucas, L. Postec, J.-M. Jouvard, L. Lavissee. *Appl. Phys. A*, **131** (12), 1020 (2025). DOI: 10.1007/s00339-025-09140-3
- [12] R. Nikov, N. Nedyalkov, S. Valkov, T. Koutzarova, L. Aleksandrov, G. Atanasova, K. Grochowska. *Materials*, **18** (3), 598 (2025). DOI: 10.3390/ma18030598
- [13] А.О. Зекий. *Оптимизация контроля остеоинтеграции при лечении и профилактике осложнений у пациентов с несъемными конструкциями с опорой на дентальные имплантаты* (Автореф. канд дисс., М., 2018)
- [14] ГОСТ 19807-91 *Титан и сплавы титановые деформируемые. Марки*. <https://docs.cntd.ru/document/1200006390>