

УДК 539.5

ЛАЗЕРНОЕ ПРОФИЛИРОВАНИЕ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНОВОГО СПЛАВА ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ЕГО ОСТЕОКОНДУКТИВНОСТИ

© 2026 г. Б. Б. Страумал^{a, *}, А. С. Горнакова^a, О. А. Когтенкова^a,
К. И. Макринский^b, К. М. Новрузов^c, Н. Ю. Анисимова^{a, c}, М. В. Киселевский^{a, c},
Е. Б. Кульбацкий^d, М. Ф. Булатов^e, Л. В. Дуонг^f, А. А. Мазилкин^a

^aИнститут физики твердого тела им. Ю.А. Осипьяна РАН, Черноголовка, 142432 Россия

^bИнститут физической химии и электрохимии им. А.Н. Фрумкина РАН, Москва, 119071 Россия

^cНМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава РФ, Москва, 115478 Россия

^dООО “Растр-Технология”, Москва, 111141 Россия

^eМосковский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва,
119991 Россия

^fИнститут материаловедения, Вьетнамская академия науки и технологии, Ханой,
100000 Вьетнам

*e-mail: straumal@issp.ac.ru

Поступила в редакцию 30.04.2026 г.

После доработки 06.07.2026 г.

Принята к публикации 09.07.2026 г.

В предыдущей работе нами было показано, что профилирование поверхности титанового сплава ВТ6 с помощью однонаправленной шлифовки и полировки существенно влияет на адгезию клеток к таким подложкам, которая немонотонно зависит от глубины и ширины нанесенных бороздок. Целью данной работы было нанесение на подложки из медицинского сплава ВТ6 регулярного набора бороздок с точно контролируемыми геометрическими параметрами методом лазерной гравировки. На подложки были нанесены две системы параллельных эквидистантных канавок, которые пересекаются под углом 50° и образуют, таким образом, систему ромбических площадок. Расстояние между осями канавок составило 120, 150, 175 и 200 мкм. Глубина и ширина каждой канавки составили 50–80 мкм. Была изучена адгезия мультипотентных мезенхимальных стромальных клеток (ММСК) человека к этим подложкам. Продемонстрировано, что адгезия этих клеток возрастает с увеличением расстояния между осями канавок и достигает пятикратной величины по сравнению с контрольной гладкой подложкой. Клетки ММСК обладают остеогенным потенциалом, поскольку способны к дифференцировке в остеобласты как *in vitro*, так и *in vivo*. Таким образом, все изученные образцы титановых подложек, в частности, обладают остеокондуктивностью — свойством материала стимулировать адгезию остеогенных клеток, их пролиферацию и миграцию, способствуя началу неоостеогенеза. Лазерная гравировка профилей на поверхности позволяет, как показывают наши результаты, контролировать остеокондуктивность материала. Такие остеокондуктивные материалы можно использовать в качестве внутрикостных штифтов или имплантатов для возмещения сегментарных дефектов костей с целью ускорения приживления и обеспечения стабильного остеосинтеза.

Ключевые слова: биоматериалы, титановые сплавы, имплантаты, скаффолды, остеокондуктивность, лазерное профилирование.

DOI: 10.7868/S3034573126110063

ВВЕДЕНИЕ

Морфология поверхности существенно влияет на биомедицинские свойства имплантатов. В медицине к морфологии поверхности имплантатов предъявляют целый спектр разнообразных требований. Достаточно сказать, что в случае замещения пораженного участка кости имплантатом необходимо, чтобы этот имплантат прочно срастался с оставшимися неповрежденными участками кости, обеспечивая стабильность остеосинтеза. И наоборот, если металлические пластины служат для временного соединения обломков кости, например, после перелома, то совершенно нет нужды, чтобы эти металлические пластины были интегрированы в кость. Способностью имплантата к остеointegrации можно управлять, например, целенаправленно модифицируя его поверхность. Для этого применяются различные методы ее обработки, способствующие изменению рельефа, или биологически активные вещества, которые наносят на поверхность. Среди них можно выделить электрохимическое анодирование [1], механическую обработку [1, 2], спекание порошков [3, 4], механическое шлифование и полировку [5–7], пескоструйную обработку [1, 6–10], химическое травление [10–13], селективное инфильтрационное травление [14, 15], селективное лазерное плавление и текстурирование поверхности [16], электроэрозионную обработку [17–19], травление по маске, сформированной методом струйной печати [18–20], электрохимическую обработку [19–23] и др. Указанные методы позволяют получать как поверхности со случайной шероховатостью, так и поверхности с периодическими структурами, включая упорядоченные системы отверстий, выступов и канавок.

В нашей недавней работе мы изучили, как влияет шероховатость поверхности титанового сплава ВТ6 на адгезию клеток МС3Т3-преosteoblastов [23]. На поверхность подложки из титанового сплава ВТ6 наносили систему параллельных царапин, которые покрывали всю поверхность подложки и частично перекрывались. Царапины наносили с помощью однонаправленной шлифовки на шлифовальной бумаге с зернами карбида кремния разного размера (от 64 до 10 мкм), а также с помощью однонаправленной полировки на алмазных суспензиях с частицами разной величины (от 6 до 1 мкм). В результате было обнаружено, что адгезия клеток максимальна на поверхности, покрытой канавками от зерен размером около 10 мкм. Другие образцы, покрытые канавками большего или меньшего размера, стимулировали клеточную адгезию слабее примерно в три раза.

Примечательно, что размеры канавок образцов, стимулировавших максимальную адгезию, были близки к диаметру клеток, которые были использованы в описанных экспериментах в качестве биологической модели. Было бы интересно понять механизм такого существенного изменения адгезии клеток при изменении характеристик шероховатости подложки. Для этого важно уметь более точно контролировать параметры шероховатости поверхности. Такая возможность появляется, если использовать метод лазерной гравировки. Поэтому целью данной работы было изучить адгезию клеток на титановых подложках с гравированными на них параллельными линейными насечками.

МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЙ

Подготовка подложек

Для проведения исследований использовался титановый сплав Ti–6 мас. % Al–4 мас. % V (далее – Ti6Al4V) коммерческой чистоты, предоставленный компанией “Корпорация ВСМПО-АВИСМА” (г. Верхняя Салда, Россия). Согласно государственному стандарту Российской Федерации ГОСТ 19807-91, данный сплав также известен под наименованием ВТ6. Химический состав образцов был подтвержден с использованием растровой электронной микроскопии (РЭМ) и рентгеновского микроанализа, проведенных на микроскопе Tescan Vega TS5130 MM (Tescan Orsay Holding a. s., Чешская Республика), оснащенном энергодисперсионным спектрометром INCA Energy 450 (Oxford Instruments Industrial Ltd., Великобритания). Результаты химического анализа приведены в табл. 1.

Стержни диаметром 10 мм из сплава Ti6Al4V (ВТ6 по ГОСТ 19807-91), полученные холодной пластической деформацией, были разрезаны на диски толщиной 2 мм методом электроэрозионной обработки (рис. 1). Затем диски последовательно шлифовали абразивной бумагой на основе карбида кремния (SiC) с зернистостью P220, P400, P600, P800, P1000 и P1200 на шлифовальной установке MoPao 160 Dual Speed Grinder Polisher (HST GROUP, Китай). Окончательная шлифовка проходила на шлифовальной бумаге (P1200) с зернистостью 15 мкм. В экспериментах, описанных нами ранее, эта зернистость обеспечила образцам максимальную поверхностную адгезию клеток [23]. Шлифование образцов проводили при давлении 40 кПа в течение 2 мин. На подготовленные образцы методом лазерной гравировки с использованием волоконного лазерного излуча-

Таблица 1. Химический состав (вес. %) исследованных образцов сплава ВТ6

Элемент	Al	V	Zr	Ti
ГОСТ 19807-91	5.3–6.8	3.5–5.3	< 0.3	остаток
ВТ6 образцы	5.97±0.37	3.87±0.37	не определяется	остаток

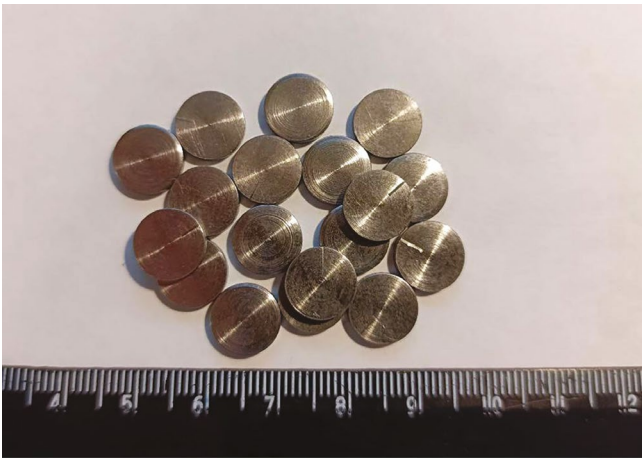


Рис. 1. Фотография образцов сплава ВТ6, подготовленных для лазерной гравировки.

теля “LDesigner Fm” (ООО “АтекоТМ”, Россия) наносили параллельные канавки, пересекающиеся под углом 50° (рис. 2). Расстояние между осями канавок составило 120, 150, 175 и 200 мкм. Глубина и ширина канавок составили 50–80 мкм (рис. 3). Профиль сформированных лазерной гравировкой канавок изучали методом оптической микроскопии на микроскопе Neophot-32O, оборудованном цифровой фотокамерой 10 Mpix Canon Digital Rebel ХТ. На поверхность контрольных образцов канавки не наносили. Для оценки биоактивных свойств образцы погружали в 0.9%-ный раствор хлорида натрия (ПанЭко, Россия) и обрабатывали ультразвуком в течении 15 мин, затем образцы выдерживали в этаноле в течении 1 ч и высушивали в стерильной атмосфере.

Изучение биоактивности in vitro

В качестве биологической модели использовали мультипотентные мезенхимальные стромальные клетки (ММСК) человека (биоресурсная коллекция НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина). Эти клетки часто используются в экспериментах по оценке биологической активности сплавов или материалов для остеопластики благодаря их остеогенному потенциалу, то есть способности ММСК дифференцироваться в клетки костной ткани – остеобласты [23, 24]. Клетки суспендировали в полной питательной среде (ППС) на основе

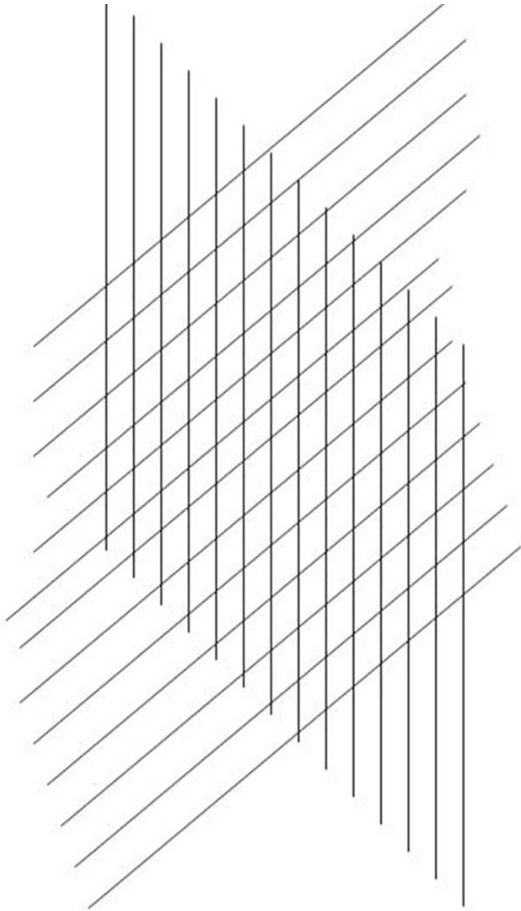


Рис. 2. Схема нанесения двойной системы параллельных канавок, пересекающихся под углом 50°.

РРМІ-1640 (ПанЭко, РФ), дополненной 10% эмбриональной телячьей сывороткой, 1% пенициллином и 2 mM L-глутаминa (ПанЭко, РФ). Концентрация клеток соответствовала 6.0×10^5 кл/мл, жизнеспособность – 97%. Исследуемые образцы подложек (скаффолдов) распределяли по одному в лункаи 24-луночного планшета (Costar, США). Суспензию клеток наносили на поверхность образцов в объеме 20 мкл, выдерживали 20 мин при +37°С в атмосфере с 5% CO₂. В контроле клеточную суспензию в том же объеме наносили на поверхность образца титанового сплава с полированной поверхностью. Затем во все лунки добавляли по 2 мл питательной среды и инкуби-

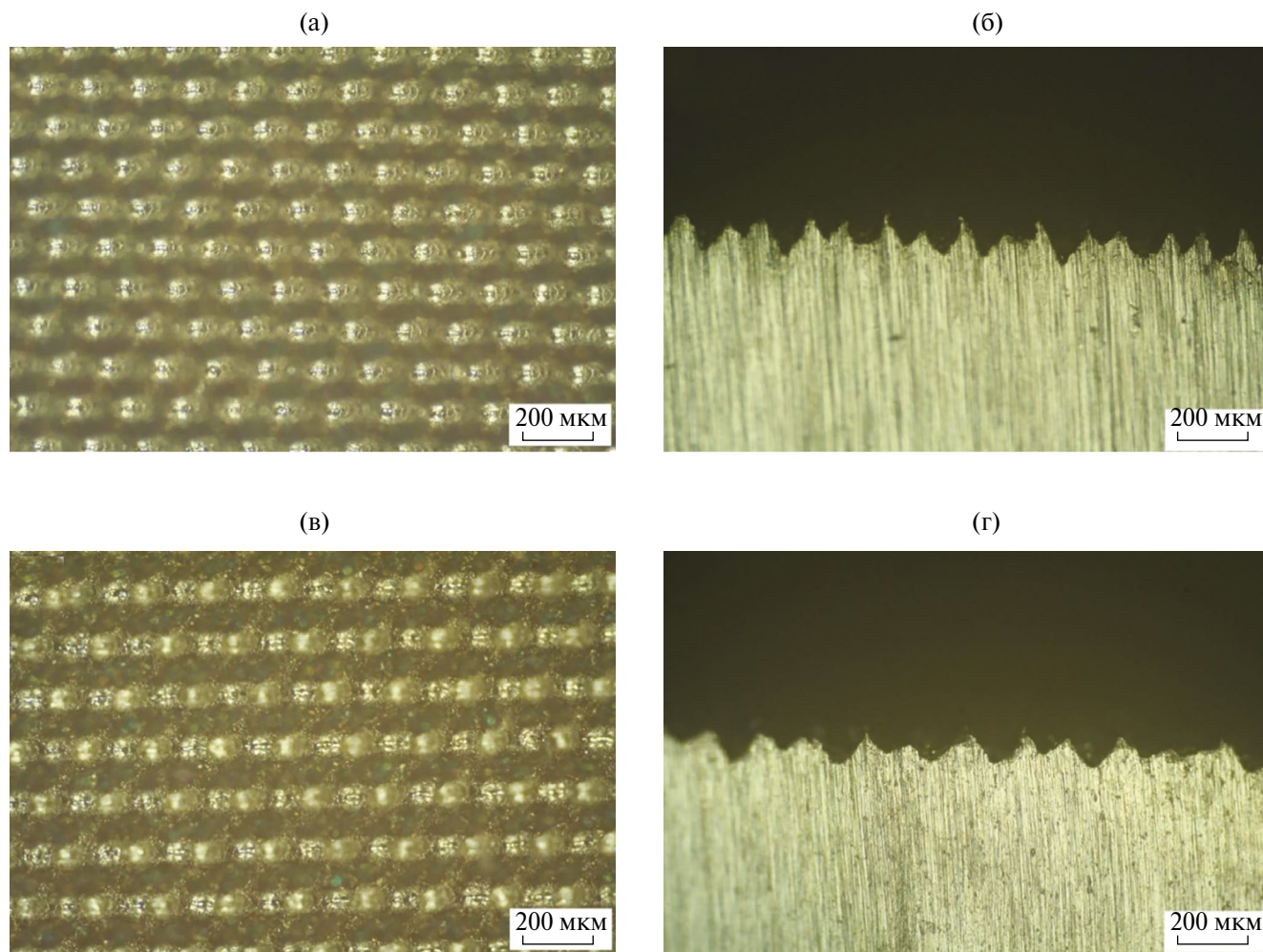


Рис. 3. Оптические микрофотографии образцов с ромбическими системами параллельных канавок с расстоянием между канавками 120 мкм (а, б) и 150 мкм (в, г). Виды сверху (а, в) и поперечные сечения (б, г).

ровали в течение 2 суток для изучения клеточной адгезии и 7 суток для изучения колонизации клетками поверхности образцов в вышеуказанных условиях. Смену среды производили каждые два дня.

Для оценки клеточной адгезии старую среду удаляли, клетки на поверхности образцов окрашивали Calcein AM (Sigma, США) в соответствии с инструкцией производителя и детектировали методом флуоресцентной микроскопии с помощью цифрового микроскопа Lionheart LX (Perkin Elmer, США).

Количественную оценку клеточной колонизации изучали в МТТ-тесте, основанном на восстановлении желтого реагента МТТ (бромид 3-(4,5-диметилтиазол-2-ил)-2,5-дифенилтетразолия) до фиолетовых кристаллов формазана в цитоплазме живых клеток. С этой

целью образцы скаффолдов переносили в пустые лунки планшета, куда добавляли по 1 мл свежей ростовой клеточной среды, по 50 мкл 5%-ного раствора МТТ и инкубировали 4 ч при +37°C в атмосфере с 5% CO₂. Удаляли среду, добавляли диметилсульфоксид для растворения кристаллов формазана и измеряли абсорбцию в супернатантах при 540 нм на планшетном спектрофотометре Spark (Тесан, Швейцария). Результат рассчитывали как отношение величины абсорбции в лунках с модифицированными насечками образцами к контролю, выраженное в процентах.

Статистический анализ

Для проведения статистического анализа были рассчитаны средние значения и стандартное отклонение ($M \pm SD$) уровня клеточной адгезии в триплетах. Влияние модификации поверхности изучаемых образцов на жизнеспособность ММСК

оценивали, сравнивая характеристики клеток с поверхности образцов сплава с контролем, где клетки инкубировали на дне лунок планшета с использованием одностороннего *t*-теста. Различия считали достоверными при $p < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 4 и 5 представлены результаты прижизненной окраски ММСК красителем Calcein AM, который обеспечивает визуализацию живых клеток, адгезированных к поверхности изучаемых образцов сплава ВТ6 с насечками и без насечек. Результат данного теста позволил наглядно рассмотреть особенности локализации клеток на поверхности образцов, а также документировать зависимость остеокондуктивности скаффолдов от рельефа их поверхности.

Проведенные эксперименты показали, что в целом модификация поверхности лазерными насечками, нанесенными предложенными методами в различных режимах, ведет к усилению стимуляции образцами поверхностной клеточной адгезии и колонизации по сравнению с контролем (рис. 4–6). Данный результат был подтвержден методом статистического анализа путем сравнения интенсивности колонизации образцов с насечками и контрольного образца без насечек ($p < 0.05$). Согласно собранным данным, наличие на поверхности скаффолдов насечек стимулировало усиление прикрепления клеток на 91–311%. Можно предположить, что профиль в виде канавок, где, как можно видеть, концентрируется основное количество прикрепившихся клеток (рис. 4), обеспечивает повышенную концентрацию цитокинов и ростовых факторов, которые индуцируют клетки путем пар- и аутокринной стимуляции. Полированная поверхность подавляет распластывание клеток и способствует сохранению ими ошаренной формы, минимизируя площадь прикрепления к подложке (рис. 5). Такой способ обработки имплантатов применяют для снижения риска формирования биопленок микроорганизмов — основной причины перимплантитов, но он может негативно сказываться на их остеокондуктивности и, следовательно, на остеоинтеграции.

Сравнения свойств образцов между собой показали, что количество прикрепившихся к поверхности клеток растет с увеличением расстояния между канавками (рис. 6). Наиболее активно стимулировали клеточную адгезию образцы с расстоянием между осями канавок 200 мкм: более чем в 4 раза в сравнении с контролем. Ин-

тересно отметить, что при увеличении расстояния между канавками количество клеток в канавках не меняется, а зато возрастает доля клеток, прикрепившихся на плоских выступающих участках между их краями. Этот факт свидетельствует о том, что ММСК предпочитали прикрепляться, двигаться и пролиферировать на выступающих частях рельефа поверхности, а не внутри углублений (канавок). Вероятно, это связано с тем, что внутри узких или глубоких канавок цитоскелет деформирован, свобода клеточных структур для миграции (микрофиламентов и ламеллиподий) клеток ограничена из-за препятствий к их искривлению, что уменьшает подвижность клетки, тогда как на плоской поверхности цитоскелет направляется, стимулируя распластывание клетки [25]. Известно, что цитоскелет клетки, который влияет на широкий спектр клеточной активности, в зависимости от напряжения взаимодействует с подложкой посредством мультибелковых структур фокальных адгезий, которые, в свою очередь, передают реверсивные регуляторные сигналы, способствуя, например, остеогенной дифференцировке мезенхимальных стромальных клеток [26]. Это позволяет сделать вывод о необходимости преобладания в рельефе остеокондуктивных скаффолдов поверхностных структур: плоских или с положительной кривизной.

Использование лазера является сравнительно новым методом модификации структуры поверхности на уровне микрометров и нанометров. Бранемарк и коллеги [27] исследовали воздействие локальной модификации поверхности имплантатов при помощи лазера на улучшение образования кости. Они имплантировали имплантаты с микро- и наноразмерной топографией в большеберцовую и бедренную кости кролика и пришли к выводу, что лазерное облучение улучшило фиксацию кости и имплантата. Шах и соавт. [28] провели лазерную абляцию имплантатов СР-Ті, что привело к образованию микро-топографии, нанотекстуры и толстого оксидного слоя на поверхности. Они также отметили улучшение соединения между костью и имплантатом. Другие исследования показали, что повышенная шероховатость поверхности на микро- и наноразмерных способствует лучшей остеоинтеграции [29]. Группа ученых под руководством Гиттенса [29] разработала метод создания наноразмерных элементов на титановых подложках, что привело к усилению процесса дифференцировки остеобластов, что, вероятно, способствует улучшению остеоинтеграции. Нанофазные материалы представляют собой новое поколе-

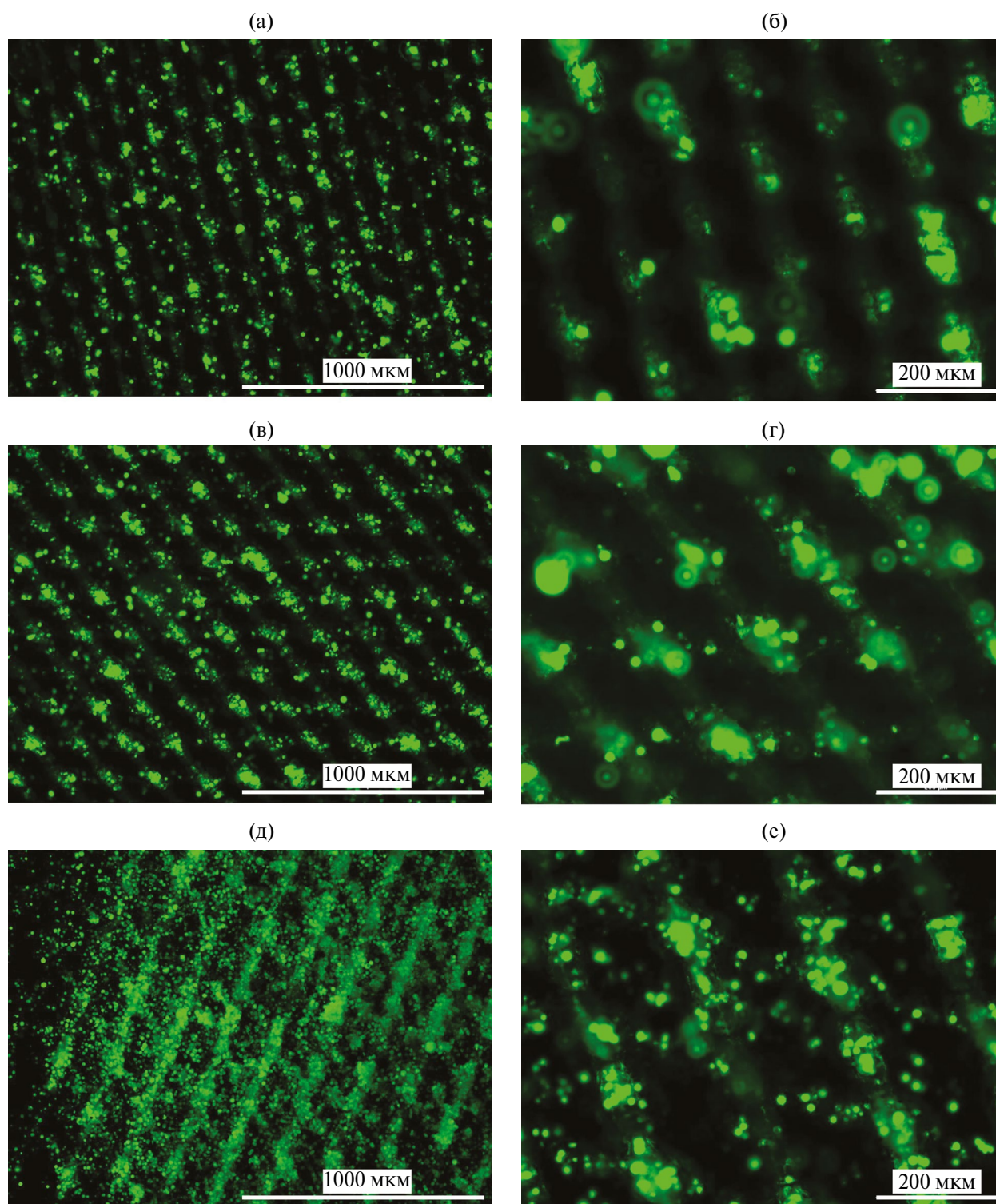


Рис. 4. Адгезия ММСК на поверхности образцов сплава ВТ6 с ромбическими системами параллельных канавок с расстоянием между канавками 120 мкм (а, б), 150 мкм (в, г) и 200 мкм (д, е).

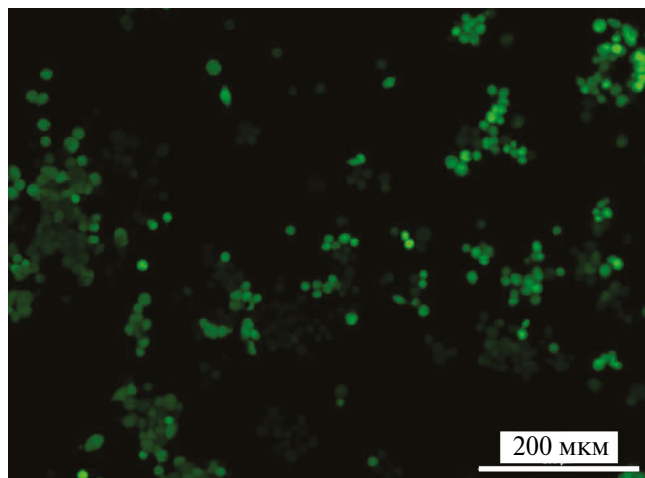


Рис. 5. Адгезия ММСК на поверхности образца сплава ВТ6 с полированной поверхностью (контроль).

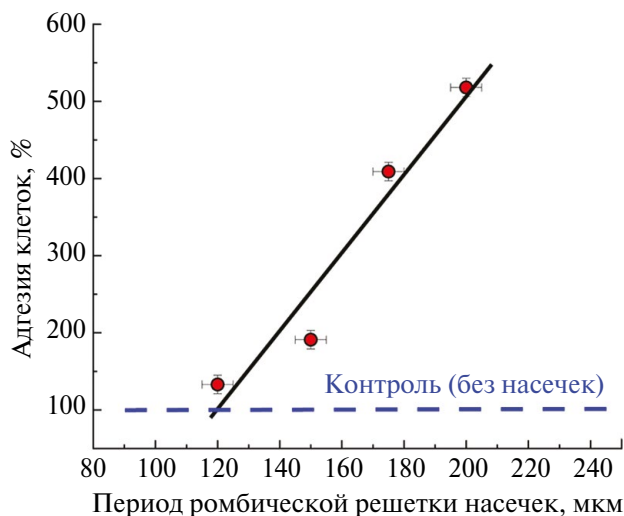


Рис. 6. Интенсивность колонизации клетками ММСК поверхности образцов на основе ВТ6, модифицированной лазерными насечками, и поверхности контрольных образцов без насечек ($p < 0.05$ относительно контроля). Контроль показан горизонтальной штриховой линией.

ние биоматериалов, обладающих уникальными поверхностными и механическими свойствами. Наличие коллагена и гидроксиапатита в костях придает им сильно наноструктурированную поверхность [30], что важно для формирования кости вокруг имплантатов. Ученые ожидают, что имитация наношероховатости поверхности костей поможет улучшить свойства имплантатов [31, 32]. Группы исследователей также работают над созданием биологически инспирированных наноструктурных поверхностей, чтобы имитировать среду, в которой обычно находятся клетки,

образующие кость. Этот биомиметический подход имеет множество преимуществ, включая увеличение адгезии остеобластов [27, 33], улучшение остеогенных свойств [34], лучшую остеоинтеграцию [35] и снижение бактериальной адгезии [36], по сравнению с обычными титановыми поверхностями. Кроме того, путем комбинирования нанокomпонентов и инженерных нанокomпозитных материалов можно добиться более значительного улучшения механических свойств по сравнению с макроскопическими и микроскопическими материалами [37]. Так, в работе Конату и коллег [38] была рассмотрена возможность использования анодирования для получения нанотрубок TiO_2 из-за присутствия в сплаве $\text{Ti}_{15}\text{Zr}_{15}\text{Mo}$ (сплав ТМЗ) металлического элемента вентильного типа (Zr). Анодирование привело к образованию нанотрубок диаметром 126 нм и толщиной 1294 нм; преобладающей фазой является анатаз. Полученный оксидный слой был более толстым и непрерывным, чем пассивный слой титана, толщина которого составляла менее 10 нм. Анализ состава показал, что оксидный слой включал элементы Ti, Zr и Mo с различными степенями окисления.

ВЫВОДЫ

Установленные факты позволяют сделать заключение о том, что нанесение сложного рельефа в виде двойного набора параллельных лазерных насечек глубиной 50–80 мкм и расстоянием между канавками 120–200 мкм, образующих узор в виде ромбов с углом при вершине 50° , на поверхность образцов скаффолдов способствовало усилению их остеокондуктивности. Именно остеокондуктивные материалы используют в качестве матрикса, или каркаса, для возмещения сегментарных дефектов костей и в качестве внутрикостных имплантатов длительного применения с целью стабильного остеосинтеза, для которого требуется новообразование костной ткани в объеме имплантата и на поверхности. Сравнительный анализ показал, что наибольшую активность демонстрировали образцы с расстоянием 200 мкм между канавками рельефа. Согласно морфологическим исследованиям при увеличении расстояния между канавками наблюдали усиление адгезии и колонизации клетками поверхностных горизонтальных площадок между канавками. Это указывает на необходимость развития выступающих частей рельефа поверхности скаффолда с целью повышения его остеокондуктивности.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда (проект 25-43-02004, <https://rscf.ru/project/25-43-02004>) и Вьетнамской академии науки и технологии (проект QTRU06.07/26-28).

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы данной работы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Hatamleh M.M., Wu X., Alnazzawi A., Watson J., Watts D.* // Dent. Mater. 2018. V. 34. P. 676. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.01.016>
2. *Lukaszewska-Kuska M., Wirstlein P., Majchrowski R., Dorocka-Bobkowska B.* // Micron. 2018. V. 105. P. 55. <https://doi.org/10.1016/j.micron.2017.11.010>
3. *Jiang Y., He Y., Gao H.* // J. Mater. Sci. Technol. 2021. V. 74. P. 89. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2020.10.007>
4. *Enikeev N.A., Abramova M.M., Kapustin A.V., Polyakova V.V., Ryzhkin A.A., Kudryashova E.S., Anisimova N.Yu., Kiselevskiy M.V.* // Lett. Mater. 2024. V. 14. P. 3. <https://doi.org/10.48612/letters/-2024-1-3-8>
5. *Anselme K., Linez P., Bigerelle M., Le Maguer D., Hardouin P., Hildebrand H.F., Iost A., Leroy J.M.* // Biomaterials. 2000. V. 21. P. 1567. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00042-9](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00042-9)
6. *Rutkunas V., Bukelskiene V., Sabaliauskas V., Balciunas E., Malinauskas M., Baltriukiene D.* // J. Mater. Sci. Mater. Med. 2015. V. 26. P. 169. <https://doi.org/10.1007/s10856-015-5481-8>
7. *Zhou C., Lei F., Chodosh J., Paschalis E.I.* // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2016. V. 57. P. 1927. <https://doi.org/10.1167/iovs.15-18406>
8. *Perrin D., Szmukler-Moncler S., Echikou C., Pointaire P., Bernard J.-P.* // Clin. Oral Implants Res. 2002. V. 13. P. 465. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130504.x>
9. *Yoruç A.B.H., Keleşoğlu E., Yıldız H.E.* // Lasers Med. Sci. 2019. V. 34. P. 1567. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02746-z>
10. *Arifvianto B., Suyitno, Wibisono K.A., Mahardika M.* // Surf. Coat. Technol. 2012. V. 210. P. 176. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2012.09.014>
11. *Medvedev A.E., Neumann A., Ng H.P., Lapovok R., Kasper C., Lowe T.C., Anumalasetty V.N., Estrin Y.* // Mater. Sci. Eng. C. 2017. V. 71. P. 483. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.10.035>
12. *Zinger O., Zhao G., Schwartz Z., Simpson J., Wieland M., Landolt D., Boyan B.* // Biomaterials. 2005. V. 26. P. 1837. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.06.035>
13. *Kuo T.-F., Lu H.-C., Tseng C.-F., Yang J.-C., Wang S.-F., Yang T.C.-K., Lee S.-Y.* // J. Med. Biol. Eng. 2017. V. 37. P. 313. <https://doi.org/10.1007/s40846-017-0230-8>
14. *Aboushelib M.N., Feilzer A.J., Kleverlaan C.J.* // J. Prosthodont. 2010. V. 19. P. 340. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00575.x>
15. *Aboushelib M.N., Salem N.A., Taleb A.L.A., El Moniem N.M.A.* // J. Oral Implantol. 2013. V. 39. P. 583. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00075>
16. *Kumari R., Scharnweber T., Pfleging W., Besser H., Dutta Majumdar J.* // Appl. Surf. Sci. 2015. V. 357. P. 750. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2015.08.255>
17. *Ho K.H., Newman S.T.* // Int. J. Mach. Tools Manuf. 2003. V. 43. P. 1287. [https://doi.org/10.1016/S0890-6955\(03\)00162-7](https://doi.org/10.1016/S0890-6955(03)00162-7)
18. *Prakash C., Kansal H.K., Aggarwal A.* // Proc. Inst. Mech. Eng. B: J. Eng. Manuf. 2016. V. 230. P. 331. <https://doi.org/10.1177/0954405415579113>
19. *Anselme K., Bigerelle M., Noël B., Hardouin P.* // J. Biomed. Mater. Res. 2002. V. 60. P. 529. <https://doi.org/10.1002/jbm.10101>
20. *Lu X., Leng Y.* // J. Mater. Process. Technol. 2005. V. 169. P. 173. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2005.04.040>
21. *Madore C., Piotrowski O., Landolt D.* // J. Electrochem. Soc. 1999. V. 146. P. 2526. <https://doi.org/10.1149/1.1391966>
22. *Sjöström T., Su B.* // Mater. Lett. 2011. V. 65. P. 3489. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2011.07.103>
23. *Straumal B.B., Gornakova A.S., Kiselevskiy M.V., Anisimova N.Yu., Nekrasov A.N., Kilmametov A.R., Strug R., Rabkin E.* // J. Mater. Res. 2022. V. 37. P. 2661. <https://doi.org/10.1557/s43578-022-00600-7>
24. *Anisimova N., Kiselevskiy M., Martynenko N., Straumal B., Willumeit-Römer R., Dobatkin S., Estrin Y.* // J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. 2020. V. 108. P. 167. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34375>
25. *Feng L., Zhao T., Xu H., Shi X., Li C., Hsia K.J., Zhang S.* // PNAS Nexus. 2023. V. 2. P. 1. <https://doi.org/10.1093/pnasnexus/pgad237>
26. *Vigliotti A., McMeeking R.M., Deshpande V.S.* // J. R. Soc. Interface. 2015. V. 12. P. 20141320. <https://doi.org/10.1098/rsif.2014.1320>
27. *Brånemark R., Emanuelsson L., Palmquist A., Thomsen P.* // Nanomed. 2011. V. 7. P. 220. <https://doi.org/10.1016/j.nano.2010.10.006>
28. *Shah F.A., Johansson M.L., Omar O., Simonsson H., Palmquist A., Thomsen P.* // PLoS One. 2016. V. 11. P. e0157504. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157504>

29. Gittens R.A., McLachlan T., Olivares-Navarrete R., Cai Y., Berner S., Tannenbaum R., Schwartz Z., Sandhage K.H., Boyan B.D. // *Biomaterials*. 2011. V. 32. P. 3395.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2011.01.029>
30. Palin E., Liu H., Webster T.J. // *Nanotechnology*. 2005. V. 16. P. 1828.
<https://doi.org/10.1088/0957-4484/16/9/069>
31. de Oliveira P.T., Nanci A. // *Biomaterials*. 2004. V. 25. P. 403.
[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00539-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00539-8)
32. Zhang W., Wang G., Liu Y., Zhao X., Zou D., Zhu C., Jin Y., Huang Q., Sun J., Liu X., Jiang X., Zreiqat H. // *Biomaterials*. 2013. V. 34. P. 3184.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2013.01.008>
33. Webster T.J., Ejirofor J.U. // *Biomaterials*. 2004. V. 25. P. 4731.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.12.002>
34. Zhang M., Huang X., Hang R., Zhang X., Tang B. // *Mater. Sci. Eng. C*. 2018. V. 91. P. 153.
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.05.036>
35. Lin L., Wang H., Ni M., Rui Y., Cheng T., Cheng C., Pan X., Li G., Lin C. // *J. Orthop. Transl.* 2014. V. 2. P. 35.
<https://doi.org/10.1016/j.jot.2013.08.001>
36. Puckett S.D., Taylor E., Raimondo T., Webster T.J. // *Biomaterials*. 2010. V. 31. P. 706.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.09.081>
37. Egli R.J., Luginbuehl R. // *Swiss Med. Wkly.* 2012. V. 142. P. 13647.
<https://doi.org/10.4414/smw.2012.13647>
38. Konatu R.T., Domingues D.D., França R., Alves A.P.R. // *J. Funct. Biomater.* 2023. V. 14. P. 353.
<https://doi.org/10.3390/jfb14070353>

Laser Surface Profiling of Titanium Alloy to Enhance Its Osteoconductivity

**B. B. Straumal^{1,*}, A. S. Gornakova¹, O. A. Kogtenkova¹, K. I. Makrinskiy²,
K. M. Novruzov³, N. Yu. Anisimova^{1,3}, M. V. Kiselevskiy^{1,3}, E. B. Kulbatskiy⁴,
M. F. Bulatov⁵, L. V. Duong⁶, A. A. Mazilkin¹**

¹*Osipyan Institute of Solid State Physics of the Russian Academy of Sciences, Chernogolovka, 142432 Russia*

²*Frumkin Institute of Physical Chemistry and Electrochemistry of the Russian Academy of Sciences, Moscow, 119071 Russia*

³*Blokhin National Medical Research Center of Oncology of the Russian Ministry of Health, Moscow, 115478 Russia*

⁴*“Rastr-Technology” LTD, Moscow, 111141 Russia*

⁵*Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119991 Russia*

⁶*Institute of Materials Science, Vietnam Academy of Science and Technology, Hanoi, 100000 Vietnam*

*e-mail: straumal@issp.ac.ru

In a previous study, we demonstrated that surface profiling of the VT6 titanium alloy—achieved through unidirectional grinding and polishing—significantly influences cell adhesion to such substrates. Furthermore, this adhesion exhibits a non-monotonic dependence on the depth and width of the induced grooves. The objective of the present study was to fabricate substrates from the medical-grade VT6 alloy featuring a regular pattern of grooves with precisely controlled geometric parameters, utilizing laser engraving techniques. Two intersecting systems of parallel, equidistant grooves were inscribed onto the substrates; these systems intersect at an angle of 50°, thereby forming a pattern of rhombic surface domains. The center-to-center spacing between the grooves was set to 120, 150, 175, and 200 μm. The depth and width of each individual groove ranged from 50 to 80 μm. The adhesion of human multipotent mesenchymal stromal cells (MMSCs) to these substrates was subsequently investigated. It was observed that MMSC adhesion increased in direct correlation with the spacing between the groove axes, reaching a level five times greater than that observed on a smooth control substrate. MMSCs possess osteogenic potential, as they are capable of differentiating into osteoblasts both *in vitro* and *in vivo*. Consequently, all the titanium substrate samples examined in this study demonstrate osteoconductivity—defined as the material’s inherent capacity to facilitate the adhesion and binding of osteogenic cells. As our results indicate, the laser engraving of surface profiles provides a means to precisely control the osteoconductivity of the material. Such osteoconductive materials hold promise for use as matrices or scaffolds for the reconstruction of segmental bone defects, as well as for the fabrication of long-term endosseous implants designed to ensure stable osteosynthesis.

Keywords: biomaterials, titanium alloys, implants, scaffolds, osteoconductivity, laser profiling.