



УДК 67.017

<https://doi.org/10.17073/1997-308X-2024-6-65-76>

Научная статья

Research article



Влияние состава и шероховатости поверхности титановых сплавов на жизнедеятельность мезенхимальных стволовых клеток

М. А. Сударчикова¹, Е. О. Насакина¹, Г. А. Давыдова², Л. Р. Валиуллин³,
Я. А. Морозова¹, С. Ю. Котцов⁴, П. А. Прокофьев¹, С. В. Конушкин¹,
К. В. Сергиенко¹, М. А. Севостьянов¹, А. Г. Колмаков¹

¹ Институт металлургии и материаловедения им. А. А. Байкова Российской академии наук
Россия, 119334, г. Москва, Ленинский пр-т, 49

² Институт теоретической и экспериментальной биофизики Российской академии наук
Россия, 142290, Московская обл., г. Пущино, ул. Институтская, 3

³ Федеральный центр токсикологической, радиационной и биологической безопасности
Россия, 420075, Республика Татарстан, г. Казань, г-к Научный, 2

⁴ Институт общей и неорганической химии имени Н.С. Курнакова Российской академии наук
Россия, 119071, г. Москва, Ленинский пр-т, 31

✉ mariahsudar@yandex.ru

Аннотация. В работе исследовались сплавы на основе титана медицинского назначения: коммерческие марки ВТ1-0, ВТ6 и разрабатываемый сплав, мас. %: Ti–23Nb–5Zr. Поверхности всех образцов подвергались струйной обработке с применением 6 видов различных фракций песка, механической шлифовке и полировке методом галтовки, а также, дополнительно, электролитно-плазменной полировке (для сплава системы Ti–Nb–Zr). Исследовалось влияние метода поверхностной обработки титановых сплавов медицинского назначения и их химического состава на шероховатость, микротвердость, смачиваемость поверхности и ее взаимодействие с мезенхимальными стволовыми клетками. Микротвердость поверхности определялась по схеме «микро-Викерс» с применением алмазного индентора при различной нагрузке. Измерения шероховатости поверхности проводились с помощью контактного профилометра. Отмечено, что электролитно-плазменная полировка повышает микротвердость и шероховатость поверхности сплава по сравнению с галтовкой. Краевой угол смачивания образцов деионизированной водой измерялся при помощи специальной установки. При этом форма капли описывалась моделью эллипса по 5 точкам. Установлено, что все созданные поверхности смачиваемы, угол смачивания возрастает с понижением шероховатости поверхности, однако струйная обработка смесями с широким разбросом частиц по размеру приводит к его повышению за счет усложнения рельефа поверхности. Для изучения биологических свойств имплантатов из сплавов ВТ6, ВТ1-0 и Ti–23Nb–5Zr после указанных видов поверхностной обработки, а также их влияния на выживаемость клеток и адгезивные характеристики материалов использовался метод прямого контакта с двумя типами мезенхимальных стволовых клеток. Разрабатываемый сплав, потенциально обладающий лучшей биомеханической совместимостью, чем коммерческие, не вызвал ухудшения поверхностных характеристик и отрицательно не повлиял на жизнедеятельность клеток.

Ключевые слова: титановые сплавы, сплавы медицинского назначения, микротвердость поверхности, шероховатость поверхности, смачиваемость поверхности, мезенхимальные стволовые клетки (МСК)

Благодарности: Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 21-79-10256, <https://rscf.ru/project/21-79-10256/>.

Для цитирования: Сударчикова М.А., Насакина Е.О., Давыдова Г.А., Валиуллин Л.Р., Морозова Я.А., Котцов С.Ю., Прокофьев П.А., Конушкин С.В., Сергиенко К.В., Севостьянов М.А., Колмаков А.Г. Влияние состава и шероховатости поверхности титановых сплавов на жизнедеятельность мезенхимальных стволовых клеток. *Известия вузов. Порошковая металлургия и функциональные покрытия*. 2024;18(6):65–76. <https://doi.org/10.17073/1997-308X-2024-6-65-76>

Influence of composition and surface roughness of titanium alloys on vital activity of mesenchymal stem cells

M. A. Sudarchikova¹ , E. O. Nasakina¹, G. A. Davydova², L. R. Valiullin³,
Ya. A. Morozova¹, S. Yu. Kottsov⁴, P. A. Prokofiev¹, S. V. Konushkin¹,
K. V. Sergienko¹, M. A. Sevostyanov¹, A. G. Kolmakov¹

¹ Baykov Institute of Metallurgy and Materials Science, Russian Academy of Sciences
49 Leninskiy Prosp., Moscow 119334, Russia

² Institute of Theoretical and Experimental Biophysics, Russian Academy of Sciences
3 Institutskaya Str., Pushchino, Moscow region 142290, Russia

³ Federal Center for Toxicological, Radiation and Biological Safety
2 Nauchny Town, Kazan, Republic of Tatarstan 420075, Russia

⁴ Kurnakov Institute of General and Inorganic Chemistry, Russian Academy of Sciences
31 Leninskiy Prosp., Moscow 119071, Russia

 mariahsudar@yandex.ru

Abstract. The study focused on titanium-based alloys for medical applications, including commercially available grades VT1-0 and VT6, and a newly developed alloy with the composition (wt. %): Ti–23Nb–5Zr. The surfaces of all samples underwent sandblasting using six different sand fractions, mechanical grinding, polishing by tumbling, tumbling polishing, and, in the case of the Ti–Nb–Zr alloy, electrolytic plasma polishing. The effects of surface treatment methods and the chemical composition of medical-grade titanium alloys on surface roughness, microhardness, wettability, and interaction with mesenchymal stem cells (MSCs) was investigated. Surface microhardness was measured using the micro-Vickers method with a diamond indenter under varying loads, while surface roughness was determined using a contact profilometer. It was found that electrolytic plasma polishing enhanced both the microhardness and roughness of the alloy compared to tumbling polishing. Wettability was characterized by the contact angle of deionized water, measured using a specialized setup, with the droplet shape described by a 5-point ellipse model. All treated surfaces exhibited wettability; the contact angle increased as surface roughness decreased. However, sandblasting with mixtures containing a wide particle size distribution increased the contact angle due to the more complex surface relief. To evaluate the biological properties of implants made from VT6, VT1-0, and Ti–23Nb–5Zr alloys after the described surface treatments, their effects on cell viability and the adhesive characteristics of the materials were studied using a direct contact method with two types of mesenchymal stem cells. The newly developed alloy, which potentially offers superior biomechanical compatibility compared to commercial materials, demonstrated no compromise in surface characteristics or adverse effects on cell viability.

Keywords: titanium alloys, medical-grade alloys, surface microhardness, surface roughness, surface wettability, mesenchymal stem cells (MSCs)

Acknowledgements: The research was carried out at the expense of a grant from the Russian Science Foundation No. 21-79-10256, <https://rscf.ru/project/21-79-10256/>.

For citation: Sudarchikova M.A., Nasakina E.O., Davydova G.A., Valiullin L.R., Morozova Ya.A., Kottsov S.Yu., Prokofiev P.A., Konushkin S.V., Sergienko K.V., Sevostyanov M.A., Kolmakov A.G. Influence of composition and surface roughness of titanium alloys on vital activity of mesenchymal stem cells. *Powder Metallurgy and Functional Coatings*. 2024;18(6):65–76. <https://doi.org/10.17073/1997-308X-2024-6-65-76>

Введение

Для изготовления имплантатов используют биоматериалы – материалы, предназначенные для контакта со средой живого организма, обеспечивая его совместимость с медицинским изделием за счет комплекса свойств, таких как сверхупругость, низкие значения модуля Юнга, высокая коррозионная стойкость и биоинертность или адгезивность [1–3]. Как правило, это металлические сплавы (титановые, кобальтовые, нержавеющие стали), полимеры, керамика. Они, однако, обладают рядом недостат-

ков, например низкой прочностью и/или высоким модулем упругости, что в конечном итоге ведет к разрушению и окружающих тканей, и самих имплантатов [4–8]. Ограничениями при производстве титановых изделий, кроме организационных причин (например, выпуска малых партий изделий), являются сложности технологической обработки. Одной из технологических проблем титановых сплавов являются прочностные и усталостные свойства заготовок, что, однако, решается за счет разработки различных способов модифицирования структуры поверхности и подбора состава.

Низкие значения модуля Юнга и сверхупругое поведение, близкое к таковому живых тканей, демонстрируют сплавы памяти формы, особенно системы Ti–Ni [9–11]. Однако токсичные свойства никеля и вероятность коррозионного разрушения материала (повреждение изделия в среде эксплуатации) ограничивают их применимость [12–14].

В то же время современные исследования показывают, что эффекты памяти формы и сверхэластичности наблюдаются и у сплавов только из нетоксичных металлов [15–23]. Например, тантал [24] и ниобий [17; 25–27], обладая высокой коррозионной стойкостью и биосовместимостью, могут быть использованы в качестве β -стабилизаторов в титановых сплавах, способствуя уменьшению модуля упругости. Причем в работе [23] было показано, что сплав Ti–Nb–Ta имеет низкий модуль упругости и более высокую коррозионную стойкость по сравнению со сплавом Ti–6Al–4V. Цирконий обычно выступает в качестве нейтрального упрочнителя [28–31], однако, как установлено авторами [20], в β -титановых сплавах он может оказывать и β -стабилизирующее действие. Кроме того, титан и ниобий имеют близкие значения атомных радиусов (0,145–0,146 нм), тогда как у циркония он выше (0,160 нм). Следовательно, легирование титана цирконием должно способствовать увеличению межатомного расстояния в сплаве, уменьшению силы связи между атомами, а следовательно, и модуля упругости (Юнга), тогда как при легировании титана ниобием период решетки β -фазы должен по крайней мере не снижаться.

Таким образом, можно рассматривать сплавы состава Ti–Nb–Zr в качестве отличных кандидатов для использования в биомедицинских приложениях, связанных с имплантацией.

Мезенхимальные стволовые клетки (МСК) являются оптимальным объектом в качестве тест-системы для анализа биологической активности материалов, предназначенных для создания имплантатов, поскольку они обладают множественными потенциальными к дифференцировке в клеточные элементы различных тканей мезенхимного происхождения [32].

Взаимодействие любого материала с клетками определяется, в том числе, качеством его поверхности, поэтому целью данной работы было исследовать взаимодействие сплава Ti–Nb–Zr после различной поверхностной обработки с мезенхимальными стволовыми клетками в сравнении с уже применяемыми в медицине материалами.

Материалы и методы

Образцы для исследования изготовлены из следующих биомедицинских материалов на основе титана:

– коммерческий материал BT1-0 (чистый титан), ГОСТ 19807-91;

– коммерческий сплав BT6 (сплав титана с алюминием и ванадием), ГОСТ 19807-91;

– разрабатываемый сплав на основе титана состава, ат. %: Ti–23Nb–5Zr.

В качестве шихтовых материалов использовали йодидный титан, ниобий марки Nb-1 и йодидный цирконий. Плавку навесок проводили в аргонодуговой плавильной печи с нерасходуемым вольфрамовым электродом. Для получения листов после выплавки слитки подвергали гомогенизирующему отжигу в вакууме, а затем теплой прокатке с применением промежуточных отжигов с последующей закалкой.

Модуль Юнга образцов листа из сплава Ti–23Nb–5Zr определяли на универсальной испытательной машине INSTRON 3382 (США) при комнатной температуре.

Взаимодействие любого материала с клетками определяется, в том числе, качеством его поверхности, поэтому было выбрано несколько вариантов ее обработки. Все образцы сплавов BT1-0, BT6 и Ti–23Nb–5Zr диаметром 20 мм и толщиной 4 мм были вырезаны на электроэрозионном станке ДК 7745 ME11 фирмы «Meatec» (Китай) из листов, перед пескоструйной обработкой предварительно отшлифованы шлифовальной бумагой зернистостью от 240 до 600 grit и обработаны галтовкой в галтовочной электромагнитной машине KT-100 («CARLO de GIORGI», Италия) с абразивом из металлических игл. Также исследовали вариант с электролитно-плазменной полировкой (ЭПП) в 5 %-ном водном растворе смеси 20 % NH_4F + 80 % KF поверхности сплава Ti–23Nb–5Zr при напряжении 300 В, температуре 85–88 °С в течение 10 мин. Пескоструйную обработку поверхности образцов проводили в камере объемом 90 л при давлении аргона высокой чистоты 12 атм купершлаком (размер фракций которого не превышал 0,63 мм) и песком (фракциями 0,63–1,0, 1,0–1,5 и 0,63–1,5 мм), а также их смесью (от 0,63 до 1,5 мм) в соотношении 1:1. Для полученных поверхностей определяли такие характеристики, как шероховатость и смачиваемость.

Оценку шероховатости поверхности проводили в соответствии с ГОСТ 25142-82 на профилометре Протон модели 130 (Россия). Перед измерением все образцы промывали в ультразвуковой ванне в специальном мыльном растворе, бидистиллированной воде и спирте и тщательно высушивали.

Микротвердость поверхности (HV) определяли по схеме «микро-Виккерс» по ГОСТ 9450-76 с помощью оснащенного оптическим микроскопом прибора 401/402-MVD («Wolpert Group», Германия) с применением алмазного индентора размером 10 мкм и нагрузки массой 25, 100, 300 и 500 г.

Смачиваемость образцов характеризовали краевым углом смачивания деионизированной водой, который измеряли при помощи установки Lonroy SDC-350 (Dongguan Lonroy Equipment Co., LTD, Китай) при угле наклона стойки 0° . На образец падала капля объемом 6 мкл, и спустя 60 с делался ее снимок на образце. При измерении краевого угла смачивания анализ формы капли проводят через некоторое время после касания ею анализируемой подложки. Это позволяет избавиться от различных динамических эффектов, приводящих к искажению формы упругой капли сразу после соударения с образцом. Обычно время ожидания перед анализом формы капли составляет 30–60 с после начала измерений [33–35]. При расчетах краевого угла смачивания форма капли описывалась моделью эллипса по 5 точкам.

Для изучения биологических свойств имплантатов из сплавов ВТ6, ВТ1-0 и Ti–23Nb–5Zr после указанных видов поверхностной обработки, а также влияния их образцов на выживаемость клеток и адгезивных характеристик материалов использовали метод прямого контакта с двумя типами МСК: культурой МСК из пульпы зуба человека (DPSC) (клон Th44) и иммортализованной культурой клеток фибробластов (зародышевые клетки соединительной ткани организма, участвующие в процессах регенерации и синтеза белков, наиболее важных для омоложения клеток дермы [36], МСК кожи [37]).

Для исследования на выживаемость клеток образцы были простерилизованы 70 %-ным этанолом и помещены в лунки 24-луночного планшета. Клетки DPSC на 5-м пассаже высевали в лунки планшета в концентрации 30 тыс. кл./см² в среде DMEM/F12, содержащей 10 % FBS с добавлением 100 Ед/мл пенициллина/стрептомицина, и культивировали в течение 24 ч при температуре 37 °С в увлажненной атмосфере 5 %-ного CO₂. После окончания культивирования проводили оценку морфологии клеток на поверхности культурального пластика в прямом контакте с образцами.

В качестве отрицательного контроля в лунки вносили среду DMEM/F12. По окончании культивирования проводили оценку морфологии клеток на поверхности исследуемых материалов и определяли их жизнеспособность методом флуоресцентного окрашивания клеток реагентами SYTO 9, йодидом пропидия (PI) и Hoechst 33342. Флуоресцентный краситель SYTO 9 в режиме исследования ($\lambda_{\text{возб}} = 450 \div 490$ нм, $\lambda_{\text{эмис}} = 515 \div 565$ нм) окрашивает в зеленый цвет ДНК и РНК живых и мертвых клеток. Интеркалирующий реагент йодид пропидия при $\lambda_{\text{возб}} = 546$ нм, $\lambda_{\text{эмис}} = 575 \div 640$ нм окрашивает в красный цвет ядра погибших клеток. Флуоресцентный краситель Hoechst 33342 при $\lambda_{\text{возб}} = 343$ нм, $\lambda_{\text{эмис}} = 483$ нм окрашивает в синий цвет ДНК живых и мертвых клеток.

Влияние исследуемых материалов на клетки фибробластов изучали методом их культивирования в присутствии образцов. По истечении 24 ч с помощью инвертированного микроскопа оценивали клеточный слой по следующим параметрам: площади покрытия поверхности, форме клеток, количестве клеточных агрегатов и плавающих клеток. Подсчет клеток осуществляли в камере Горяева. Количество живых и мертвых клеток оценивали методом окраски трипановым синим реагентом (0,1 %-ный раствор) [38]. Влияние исследуемых Ti-образцов на культурально-морфологические свойства клеток определяли с учетом следующих показателей:

- коэффициента жизнеспособности – отношения живых клеток к общему их количеству, %;
- индекса пролиферации – отношения числа выросших клеток к числу засеянных [39];
- процента гибели клеток – отношения количества мертвых клеток, оставшихся после экспозиции с соединением, к общему числу клеток после экспозиции с соединением, %.

Статистическую обработку полученных данных осуществляли методом вариационной статистики с применением критерия достоверности по Стьюденту.

Выделение DPSC происходит следующим образом: после вскрытия коронки пульпу извлекали, промывали раствором Хенкса, измельчали, а затем инкубировали в 0,1 %-ном растворе коллагеназы I типа в течение 30 мин при $t = 37$ °С. Полученную клеточную суспензию осаждали в центрифуге с 1000 об/мин в течение 5 мин. Осадок ресуспендировали в ростовой среде DMEM/F12 с добавлением 10 % эмбриональной телячьей сыворотки (ЭТС), 100 Ед./мл пенициллина, 100 Ед./мл стрептомицина и 2 мМ глютамина и помещали в культуральные флаконы. Через 3 дня не прикрепленные к пластику клетки удаляли, а фракцию адгезивных клеток культивировали до образования 80–90 %-ного конфлюэнтного монослоя, после чего клетки помещали в суспензию с использованием смеси 0,25 %-ного раствора трипсина с раствором Версена (1:1) и рассеивали в соотношении 1:3. Пассирование клеток *in-vitro* осуществляли по стандартной методике в культуральных флаконах в CO₂-инкубаторе (37 °С, 5 % CO₂, 80 % влажности) со сменой ростовой среды каждые 3 дня.

Результаты и их обсуждение

Модуль Юнга поверхности сплава Ti–23Nb–5Zr в исходном состоянии составлял $E = 56 \pm 5$ ГПа, что значительно меньше, чем у коммерческих сплавов ВТ1-0 и ВТ6 ($E > 90$ ГПа) [40; 41], и близок к значениям E кости (до 30 ГПа) [42].

Было получено 6 видов образцов каждого сплава, отличающихся между собой способом струйной

обработки и наличием электролитно-плазменной полировки. Результаты измерений шероховатости (R_a) и микротвердости (HV) полученных образцов приведены в табл. 1 и 2, а микрофотографии полированных образцов (галтовка и ЭПП) – на рис. 1 (высокая неоднородность их поверхности после пескоструйной обработки не позволила получить достоверные результаты из-за скольжения индентора). Значения R_a у образцов после галтовки были ниже, чем после ЭПП. Это может объясняться тем, что в первом случае происходит своеобразное «выглаживание» рельефа поверхности, а во втором – может

иметь место преимущественное травление некоторых структурных составляющих и зон ликвационной неоднородности. Корреляция между шероховатостью и микротвердостью образцов отсутствует.

В то же время электролитно-плазменная обработка способствует повышению твердости поверхностного слоя (см. табл. 1 и 2), что, по-видимому, связано с тем, что она вызывает структурные изменения в поверхностном слое металлических материалов, и это оказывает влияние на механические свойства [43]. Причем с уменьшением нагрузки микротвердость возрастает, так как больший вклад в ее значение начи-

Таблица 1. Результаты исследования шероховатости, микротвердости по Виккерсу при нагрузке 500 г и смачиваемости в зависимости от обработки материалов

Table 1. Results of roughness and Vickers microhardness at 500 g load, and wettability depending on material surface treatment

Материал	№ обр.	Обработка поверхности	R_a , мкм	Микротвердость, HV	Угол смачивания, град
BT1-0	1	Купершлак	$1,90 \pm 0,10$	–	46 ± 2
	2	Песок (1,0–1,5 мм)	$5,40 \pm 0,20$	–	31 ± 2
	3	Песок (<1,0 мм)	$3,10 \pm 0,20$	–	43 ± 2
	4	Песок исходный	$5,10 \pm 0,20$	–	49 ± 2
	5	Купершлак + песок исходный	$4,30 \pm 0,20$	–	53 ± 2
	6	Галтовка	$0,46 \pm 0,04$	245 ± 28	72 ± 2
BT6	1	Купершлак	$2,50 \pm 0,20$	–	41 ± 2
	2	Песок (1,0–1,5 мм)	$5,70 \pm 0,20$	–	35 ± 2
	3	Песок (<1,0 мм)	$3,30 \pm 0,20$	–	43 ± 2
	4	Песок исходный	$5,10 \pm 0,20$	–	48 ± 2
	5	Купершлак + песок исходный	$4,20 \pm 0,20$	–	54 ± 2
	6	Галтовка	$0,27 \pm 0,02$	219 ± 19	73 ± 2
Ti–23Nb–5Zr	1	Купершлак	$2,60 \pm 0,20$	–	43 ± 2
	2	Песок (1,0–1,5 мм)	$5,50 \pm 0,20$	–	32 ± 2
	3	Песок (<1,0 мм)	$3,70 \pm 0,30$	–	44 ± 2
	4	Песок исходный	$5,10 \pm 0,20$	–	49 ± 2
	5	Купершлак + песок исходный	$4,10 \pm 0,30$	–	55 ± 2
	6	Галтовка	$0,17 \pm 0,01$	269 ± 15	74 ± 2
	7	Электролитно-плазменная полировка	$0,75 \pm 0,06$	297 ± 17	57 ± 2

Таблица 2. Результаты исследования микротвердости полированных образцов в зависимости от нагрузки

Table 2. Results of studies of microhardness of polished samples depending on the load

№ обр.	Материал	Обработка	Микротвердость, HV, при нагрузке		
			25 г	100 г	300 г
6	Ti–23Nb–5Zr	Галтовка	306 ± 61	271 ± 45	276 ± 21
7	Ti–23Nb–5Zr	ЭПП	363 ± 42	313 ± 35	301 ± 13
6	BT1-0	Галтовка	313 ± 64	269 ± 32	238 ± 31
6	BT6	Галтовка	358 ± 158	282 ± 74	232 ± 26

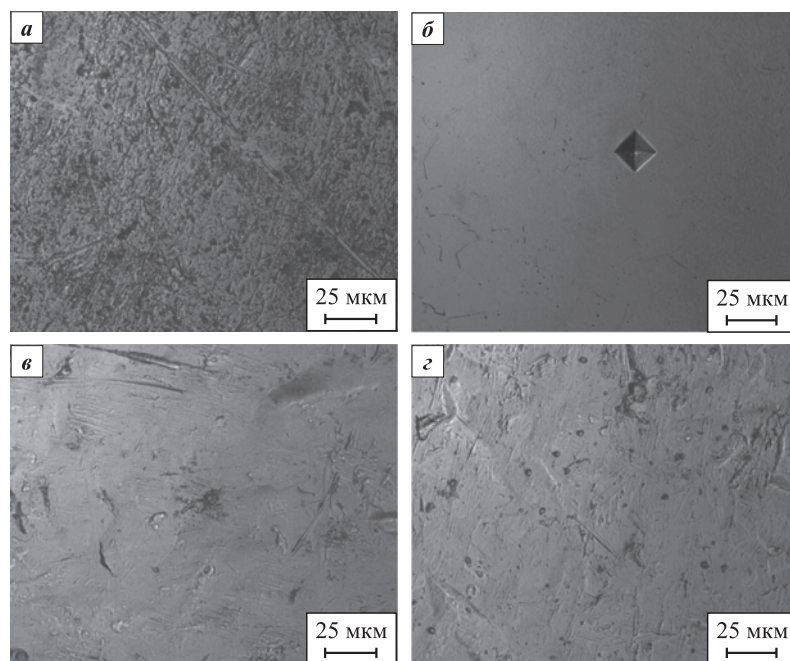


Рис. 1. Микрофотографии образцов с гладкой поверхностью

а – Ti–23Nb–5Zr после галтовки, б – Ti–23Nb–5Zr после ЭПП, в – VT1-0, з – VT6

Fig. 1. Microphotographs of samples with smooth surfaces

а – Ti–23Nb–5Zr after tumbling, б – Ti–23Nb–5Zr after EPP, в – VT1-0, з – VT6

нает вносить не основной объем материала, а сама поверхность (табл. 2). Зависимости шероховатости и микротвердости образцов не отмечено.

Влияние обработки на шероховатость согласуется с результатами исследования краевого угла смачивания поверхности (см. табл. 1, рис. 2). Наблюдается

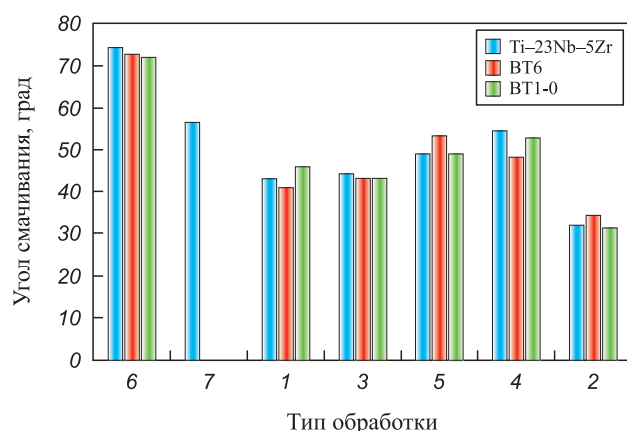


Рис. 2. Зависимость смачиваемости от обработки поверхности (см. табл. 1)

1 – купершлак, 2 – песок (1,0–1,5 мм),
3 – песок (<1,0 мм), 4 – песок исходный (0,63–1,5 мм),
5 – купершлак + песок исходный, 6 – галтовка, 7 – ЭПП

Fig. 2. Dependence of wettability on surface treatment (see Table 1)

1 – cooper slag, 2 – sand (1.0–1.5 mm),
4 – original sand (0.63–1.5 mm), 5 – cooper slag + original sand,
6 – tumbling, 7 – EPP

типичная для твердых смачиваемых жидкостью материалов закономерность, что угол смачивания тем выше (смачиваемость хуже), чем ниже шероховатость поверхности [44]. Минимальная смачиваемость поверхности наблюдается после галтовки. Однако зависимость проходит через экстремум для всех материалов после обработки смесью купершлака и исходного (не поделенного на фракции) песка. Предположительно это связано с широким разбросом размеров частиц, действовавших на поверхность, в результате чего среди крупных каверн, по которым оценивали шероховатость, расположено много мелких, что локально повышает угол смачиваемости. По этой же причине чуть менее, но так же выбивается из прямой закономерности угол смачиваемости в случае применения образцов, обработанных исходным песком: разброс размеров частиц меньше. Все 3 сплава показали близкие характеристики поверхности после каждой обработки.

На рис. 3 представлен внешний вид клеток DPSC в месте контакта с исследуемыми материалами через сутки после посева. Видно, что все они не оказывают ингибирующего действия на клетки и биосовместимы¹. Различий в зависимости от состава и обработки не наблюдалось.

Характерные микрофотографии на первые сутки культивирования для образцов после струйной обра-

¹ Исследование вытяжек из данных материалов представляется нецелесообразным.

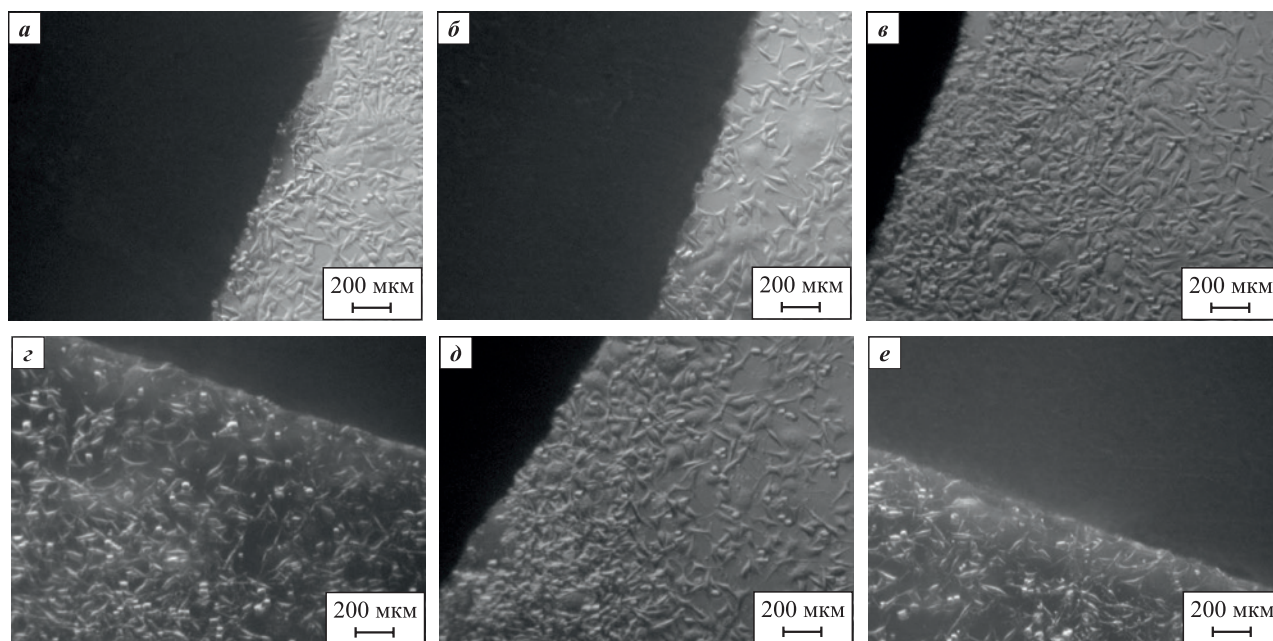


Рис. 3. Внешний вид клеток DPSC в месте контакта с исследуемыми материалами через 24 ч после посева
a–в: Ti–23Nb–5Zr после ЭПП (*a*), обработки песком – исходным (не разделенным на фракции) (*б*) и зернистостью 1,0–1,5 мм (*в*);
з и е: VT1-0 после галтовки (*з*) и обработки песком зернистостью до 1,0 мм (*е*);
д – VT6 после обработки песком (1,0–1,5 мм)

Fig. 3. Appearance of DPSC cells at the contact area with tested materials 24 h after seeding
a–в: Ti–23Nb–5Zr after EPP (*a*), treatment with original sand (non-fractionated) (*б*), and sand with a grain size of 1.0–1.5 mm (*в*);
з and e: VT1-0 after tumbling (*з*) and treatment with sand (<1.0 mm) (*е*);
д – VT6 after treatment with sand (1.0–1.5 mm)

Таблица 3. Цитотоксические свойства сплавов в зависимости от обработки поверхности

Table 3. Cytotoxic properties of alloys depending on surface treatment

Материал	№ обр.	Обработка поверхности	Пролиферативная активность, %	Жизне-способность, %	Индекс цитотоксичности IC_{50}
VT1-0	1	Купершлак	80	83	$0,90 \pm 0,04$
	2	Песок (1,0–1,5 мм)	82	84	$0,90 \pm 0,02$
	3	Песок (<1,0 мм)	82	82	$0,90 \pm 0,04$
	4	Песок исходный	49	74	$0,80 \pm 0,03$
	5	Купершлак + песок исходный	82	85	$0,90 \pm 0,03$
	6	Галтовка	83	86	$0,90 \pm 0,02$
VT6	1	Купершлак	60	80	$0,90 \pm 0,04$
	2	Песок (1,0–1,5 мм)	65	74	$0,80 \pm 0,03$
	3	Песок (<1,0 мм)	51	62	$0,70 \pm 0,01$
	4	Песок исходный	81	85	$0,90 \pm 0,02$
	5	Купершлак + песок исходный	79	80	$0,90 \pm 0,03$
	6	Галтовка	68	72	$0,60 \pm 0,02$
Ti–23Nb–5Zr	1	Купершлак	79	80	$0,90 \pm 0,02$
	2	Песок (1,0–1,5 мм)	49	56	$0,50 \pm 0,01$
	3	Песок (<1,0 мм)	81	76	$0,90 \pm 0,04$
	4	Песок исходный	75	80	$0,80 \pm 0,03$
	5	Купершлак + песок исходный	53	67	$0,60 \pm 0,01$
	6	Галтовка	80	76	$0,80 \pm 0,03$

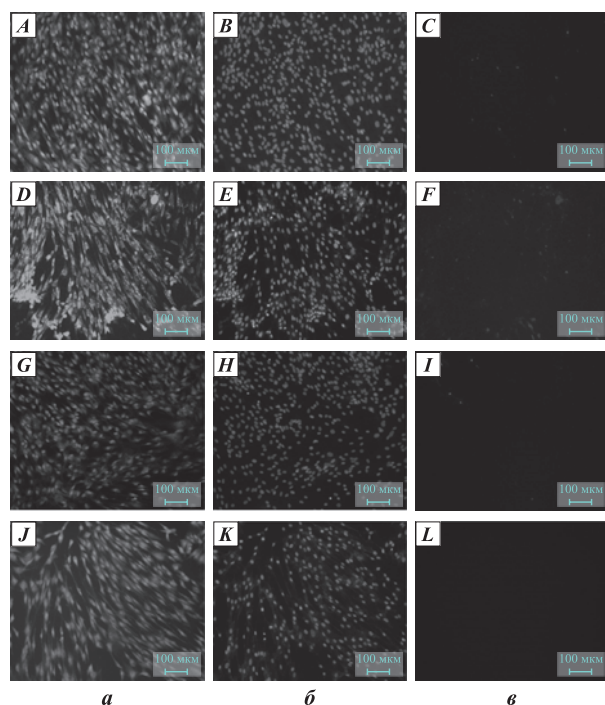


Рис. 4. Внешний вид клеток DPSC при инкубации на поверхности образцов титановых сплавов: TiNbZr (A–C), VT1-0 (D–F), VT6 (G–I) и контрольного (J–L), после струйной обработки купершлаком через 24 ч после посева

a – окраска SYTO 9, б – Hoechst 33342, в – PI

Fig. 4. Appearance of DPSC cells incubated on the surface of titanium alloy samples: TiNbZr (A–C), VT1-0 (D–F), VT6 (G–I), and control (J–L), after sandblasting with cooper slag 24 h post-seeding

a – Staining with SYTO 9, б – staining with Hoechst 33342, в – staining with PI

ботки купершлаком и песком (1,0–1,5 мм) приведены на рис. 4 и 5 соответственно. На поверхности образцов наблюдалось большое количество «распластанных» клеток, распределенных достаточно равномерно, нежизнеспособных из них мало. Таким образом, все виды образцов оказались адгезивны для клеток.

В табл. 3 сведены культурально-морфологические свойства клеток фибробластов, контактировавших со сплавами, в зависимости от пескоструйной обработки. Все материалы обладают низкой цитотоксичностью, что указывает на возможность их использования в медицинской практике. Выделить зависимость цитотоксических свойств сплавов от состава и метода обработки материала не удалось.

Закключение

Исследовано влияние 6 видов пескоструйной обработки и ЭПП на качество поверхности и взаимодействие с мезенхимальными стволовыми клетками двух коммерческих сплавов на основе титана, применяемых в медицине: VT1-0 (чистый титан) и VT6

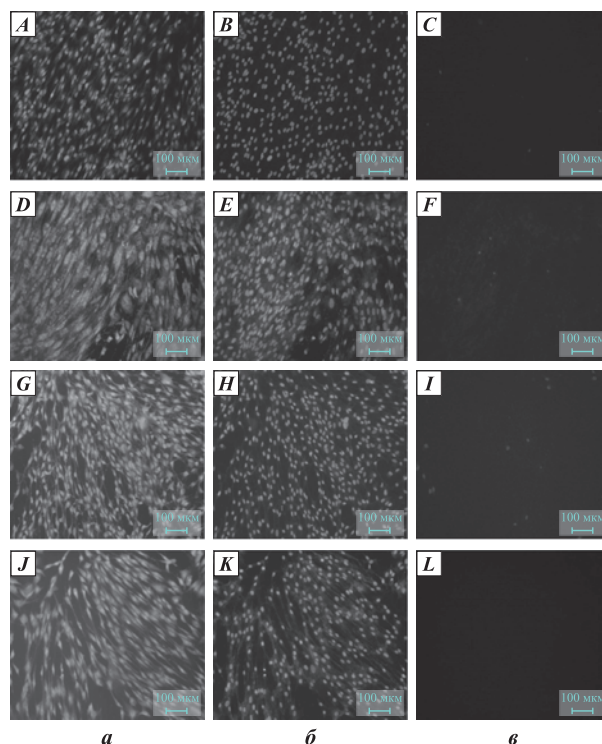


Рис. 5. Внешний вид клеток DPSC при инкубации на поверхности образцов титановых сплавов: TiNbZr (A–C), VT1-0 (D–F), VT6 (G–I) и контрольного (J–L), после струйной обработки крупным песком (1,0–1,5 мм) через 24 ч после посева

a – окраска SYTO 9, б – Hoechst 33342, в – PI

Fig. 5. Appearance of DPSC cells incubated on the surface of titanium alloy samples: Ti–Nb–Zr (A–C), VT1-0 (D–F), VT6 (G–I), and control (J–L), after sandblasting with coarse sand (1.0–1.5 mm) 24 h post-seeding

a – Staining with SYTO 9, б – staining with Hoechst 33342, в – staining with PI

(сплав титана с алюминием и ванадием), а также разрабатываемого сплава системы Ti–Nb–Zr.

Обнаружено, что ЭПП повышает микротвердость, но ухудшает шероховатость поверхности сплава по сравнению с галтовкой.

Все обработанные поверхности смачиваемы, и угол смачивания возрастает с понижением их шероховатости. Однако пескоструйная обработка смесями с широким разбросом частиц по размеру приводит к повышению угла смачивания, предположительно за счет усложнения рельефа поверхности. Наибольший угол смачивания у всех исследуемых сплавов наблюдался для поверхности после галтовки, имеющей самый «развитый» рельеф.

Все три материала обладают низкой цитотоксичностью, высокими пролиферативной активностью и жизнеспособностью. На поверхности образцов наблюдалось большое количество достаточно равномерно распределенных жизнеспособных клеток. Однозначной зависимости параметров цитотоксич-

ности от состава и варианта обработки материала не выявлено.

Разрабатываемый сплав Ti–23Nb–5Zr, потенциально обладающий лучшей биомеханической совместимостью, чем использованные коммерческие, не показал ухудшения поверхностных характеристик и отрицательного влияния на жизнедеятельность клеток.

Список литературы / References

1. Park J.B., Lakes R.S. Metallic implant materials. *Biomaterials*. 2007;5:99–137.
https://doi.org/10.1007/978-0-387-37880-0_5
2. Amirtharaj Mosas K.K., Chandrasekar A.R., Dasan A., Pakseresht A., Galusek D. Recent advancements in materials and coatings for biomedical implants. *Gels*. 2022;8(5):323. <https://doi.org/10.3390/gels8050323>
3. Pandey A., Awasthi A., Saxena K.K. Metallic implants with properties and latest production techniques: A review. *Advances in Materials and Processing Technologies*. 2020;6(2):405–440.
<https://doi.org/10.1080/2374068X.2020.1731236>
4. Biesiekierski A., Wang J., Gepreel M. A.-H., Wen C. A new look at biomedical Ti-based shape memory alloys. *Acta Bio-Materialia*. 2012;8(5):1661–1669.
<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.01.018>
5. Zhao X., Zhang J., Song X., Guo W. Investigation on mechanical properties of laser welded joints for Ti–6Al–4V titanium alloy. *Materials Science and Technology*. 2013;29(12):1405–1413.
<https://doi.org/10.1179/1743284713Y.000000003>
6. Nune K.C., Misra R., Gai X., Li S.J., Hao Y.L. Surface nanotopography-induced favorable modulation of bioactivity and osteoconductive potential of anodized 3D printed Ti–6Al–4V alloy mesh structure. *Journal of Biomaterials Applications*. 2018;32(8):1032–1048.
<https://doi.org/10.1177/0885328217748860>
7. Navarro M., Michiardi A., Castaño O., Planell J.A. Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society Interface*. 2008;5(27):1137–1158.
<https://doi.org/10.1098/rsif.2008.0151>
8. Renganathan G., Tanneru N., Madurai S. L. Orthopedical and biomedical applications of titanium and zirconium metals. *Fundamental Biomaterials: Metals*. 2018:211–241.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102205-4.00010-6>
9. Alferi D., Fojt J., Kristianova E., Edwards D.W., Lasch H.-U. Influence of the manufacturing process on the corrosion and mechanical behavior of Esophageal stents. *Metals*. 2023;13(9):1542.
<https://doi.org/10.3390/met13091542>
10. Elsisy M., Chun Y. Materials properties and manufacturing processes of nitinol endovascular devices. In: *Bartolo, P.J., Bidanda, B. (eds) Bio-materials and prototyping applications in medicine*. Springer, Cham. 2021. P. 59–79.
https://doi.org/10.1007/978-3-030-35876-1_4
11. Stoeckel D., Bonsignore C., Duda S. A survey of stent designs. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*. 2002;11(4):137–147.
<https://doi.org/10.1080/136457002760273340>
12. Nasakina E.O., Sudarchikova M.A., Sergienko K.V., Konushkin S.V., Sevost'yanov M.A. Ion release and surface characterization of nanostructured nitinol during long-term testing. *Nanomaterials*. 2019;9(11):1569.
<https://doi.org/10.3390/nano9111569>
13. Zhang Y., Zhang Z.W., Xie Y.M., Wang S.S., Qiu Q.H., Zhou Y.L., Zeng G.H. Toxicity of nickel ions and comprehensive analysis of nickel ion-associated gene expression profiles in THP-1 cells. *Molecular Medicine Reports*. 2015;12(3):3273–3278.
<https://doi.org/10.3892/mmr.2015.3878>
14. Lü X., Bao X., Huang Y., Qu Y., Lu H., Lu Z. Mechanisms of cytotoxicity of nickel ions based on gene expression profiles. *Biomaterials*. 2009;30(2):141–148.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.09.011>
15. Chen L.Y., Cui Y.W., Zhang L.C. Recent development in beta titanium alloys for biomedical applications. *Metals*. 2020;10(9):1139.
<https://doi.org/10.3390/met10091139>
16. Dobromyslov A.V., Elkin V.A. Martensitic transformation and metastable β -phase in binary titanium alloys with d-metals of 4–6 periods. *Scripta Materialia*. 2001;44(6):905–910.
[https://doi.org/10.1016/S1359-6462\(00\)00694-1](https://doi.org/10.1016/S1359-6462(00)00694-1)
17. Kim H.Y., Hashimoto S., Kim J.I., Inamura T., Hosoda H., Miyazaki S. Effect of Ta addition on shape memory behavior of Ti–22Nb alloy. *Materials Science and Engineering: A*. 2006;417(1–2):120–128.
<https://doi.org/10.1016/j.msea.2005.10.065>
18. Weinmann M., Schnitter C., Stenzel M., Markhoff J., Schulze C., Bader R. Development of bio-compatible refractory Ti/Nb(Ta) alloys for application in patient-specific orthopaedic implants. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*. 2018;75:126–136.
<https://doi.org/10.1016/j.ijrmhm.2018.03.018>
19. Miyazaki S., Kim H. Y., Hosoda H. Development and characterization of Ni-free Ti-base shape memory and superelastic alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 2006;438–440:18–24.
<https://doi.org/10.1016/j.msea.2006.02.054>
20. Guehennec L. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*. 2007;23(7):844–854.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2012-015>
21. Dubinskiy S.M., Prokoshkin S.D., Brailovski V., Inaekyan K.E., Korotitskiy A.V., Filonov M.R., Petrzhik M.I. Structure formation during thermomechanical processing of Ti-Nb-(Zr, Ta) alloys and the manifestation of the shape-memory effect. *The Physics of Metals and Metallography*. 2011;112(5):503–516.
<https://doi.org/10.1134/S0031918X11050206>
22. Liu J., Chang L., Liu H., Li Y., Yang H., Ruan J. Microstructure, mechanical behavior and biocompatibility of powder metallurgy Nb–Ti–Ta alloys as biomedical material. *Materials Science and Engineering: C*. 2017;71:512–519.
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.10.043>
23. Hussein A.H., Gepreel M.A.H., Gouda M.K., Hefnawy A.M., Kandil S.H. Biocompatibility of new Ti–Nb–Ta base al-

- loys. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;61: 574–578. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.12.071>
24. Zhou Y.L., Niinomi M., Akahori T. Effects of Ta content on Young's modulus and tensile properties of binary Ti–Ta alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: A*. 2004;371(1-2):283–290. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2003.12.011>
25. Cheng X., Liu S., Chen C., Chen W., Liu M., Li R., Zhang X., Zhou K. Microstructure and mechanical properties of additive manufactured porous Ti–33Nb–4Sn scaffolds for orthopaedic applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2019;30:1–12. <https://doi.org/10.1007/s10856-019-6292-0>
26. Li Y.H., Shang X.Y. Recent progress in porous TiNb-based alloys for biomedical implant applications. *Materials Science and Technology*. 2020;36(4):385–392. <https://doi.org/10.1080/02670836.2020.1724415>
27. Zhao D., Chang K., Ebel T., Qian M., Willumeit R., Yan M., Pyczak F. Microstructure and mechanical behavior of metal injection molded Ti–Nb binary alloys as biomedical material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;28:171–182. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.08.013>
28. Munir K., Lin J., Wright P. F., Ozan S., Li Y., Wen C. Mechanical, corrosion, nanotribological, and biocompatibility properties of equal channel angular pressed Ti–28Nb–35.4 Zr alloys for biomedical applications. *Acta Biomaterialia*. 2022;149:387–398. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2022.07.005>
29. Li S., Choi M., Nam T. Effect of thermo-mechanical treatment on microstructural evolution and mechanical properties of a superelastic Ti–Zr-based shape memory alloy. *Materials Science and Engineering: A*. 2020;789:139664. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2020.139664>
30. Hussein M. A., Kumar M., Drew R., Al-Aqeeli N. Electrochemical corrosion and in vitro bioactivity of nano-grained biomedical Ti–20Nb–13Zr alloy in a simulated body fluid. *Materials*. 2017;11(1):26. <https://doi.org/10.3390/ma11010026>
31. Kim J. I., Kim H. Y., Inamura T., Hosoda H., Miyazaki S. Shape memory characteristics of Ti–22Nb–(2–8) Zr (at.%) biomedical alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 2005;403(1-2):334–339. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2005.05.050>
32. Лыков А.П. Мезенхимные стволовые клетки: свойства и клиническое применение. *Сибирский научный медицинский журнал*. 2023;43(2):40–53. <https://doi.org/10.18699/SSMJ20230204>
 Lykov A.P. Mesenchymal stem cells: properties and clinical application. *Sibirskiy nauchnyi meditsinskiy zhurnal*. 2023;43(2):40–53. (In Russ.). <https://doi.org/10.18699/SSMJ20230204>
33. Lanning B.R. Method for predicting wettability and interfacial bond strengths at metal/ceramic interfaces. *Mines Theses & Dissertations*. Ann Arbor: ProQuest LLC, 1990. 180 p.
34. Hebbbar R.S., Isloor A.M., Ismail A.F. Chapter 12 – Contact angle measurements. In: *Membrane characterization*. Massachusetts: Elsevier Inc., 2019. P. 219–255. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63776-5.00012-7>
35. Decker E.L., Frank B., Suo Y., Garoff S. Physics of contact angle measurement. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 1999;156(1-3): 177–189. [https://doi.org/10.1016/S0927-7757\(99\)00069-2](https://doi.org/10.1016/S0927-7757(99)00069-2)
36. Шурыгина И.А., Шурыгин М.Г., Аюшинова Н.И., Каня О.В. Фибробласты и их роль в развитии соединительной ткани. *Байкальский медицинский журнал*. 2012;110(3):8–12.
 Shurygina I.A., Shurygin M.G., Ayushinova N.I., Kanya O.V. Fibroblasts and their role in the development of connective tissue. *Baykal'skiy meditsinskiy zhurnal*. 2012;110(3):8–12. (In Russ.).
37. Павлова С.В., Сергеевичев Д.С., Чепелева Е.В., Козырева В.С., Малахова А.А., Захарова И.С., Закиан С.М. Сравнение мезенхимальных стромальных клеток костного мозга и региональных стволовых клеток сердца и фибробластов кожи человека. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2015;19(S4-2):12–19.
 Pavlova S.V., Sergeyevichev D.S., Chepeleva Ye.V., Kozyreva V.S., Malakhova A.A., Zakharova I.S., Zakian S.M. Comparison of mesenchymal stromal cells of the bone marrow and regional stem cells of the heart and human skin fibroblasts. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya*. 2015;19(S4-2):12–19. (In Russ.).
38. Nabatov A.A., Raginov I.S. The DC-SIGN-CD56 interaction inhibits the anti-dendritic cell cytotoxicity of CD56 expressing cells. *Infectious Agents and Cancer*. 2015(10):1–11. <https://doi.org/10.1186/s13027-015-0043-8>
39. Дьяконов Л.П., Акиншина Г.Т., Билько Н.М., Гальнбек Т.В. Животная клетка в культуре. Изд. 2-е доп. М.: Компания Спутник, 2009. 652 с.
40. Лутфуллин Р.Я., Трофимова Е.А. Нормальный модуль упругости титанового сплава ВТ6С и его чувствительность к изменению структуры. *Письма о материалах*. 2017;7(1):12–16. <https://doi.org/10.22226/2410-3535-2017-1-12-16>
 Lutfullin R.Ya., Trofimova Ye.A. Young's modulus of titanium alloy VT6S and its structural sensitivity. *Letters on Materials*. 2017;7(1):12–16. (In Russ.). <https://doi.org/10.22226/2410-3535-2017-1-12-16>
41. ГОСТ Р 8.982-2019. Титановые сплавы марки ВТ. Скорость звука, относительное температурное расширение, плотность и модуль Юнга в диапазоне температур от 20 °С до 800 °С. М.: Стандартинформ, 2019. 20 с.
42. Wu D., Isaksson P., Ferguson S.J., Persson C. Young's modulus of trabecular bone at the tissue level: A review. *Acta Biomaterialia*. 2018;78:1–12. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.08.001>
43. Терентьев В.Ф., Слизов А.К., Смыслов А.М., Тамидаров Д.Р., Просвирнин Д.В., Пенкин А.Г., Шиярев Л.П., Сиротинкин В.П. Влияние электролитно-плазменной полировки на механические свойства аустенитно-мартенситной трип-стали ВНС9-Ш. *Деформация и разрушение материалов*. 2020;2:21–28.
 Terent'yev V.F., Slizov A.K., Smyslov A.M., Tamidarov D.R., Prosvirnin D.V., Penkin A.G., Shiryayev L.P., Sirotinkin V.P. Effect of electrolytic-plasma polishing on the mechanical properties of austenitic–martensitic

VNS9-Sh TRIP steel. *Russian Metallurgy (Metally)*. 2020;2020(10):1199–1206.
<https://doi.org/10.1134/S0036029520100286>

44. Гродский А.С., Киенская К.И., Гаврилова Н.Н., Назаров В.В. Основные понятия и уравнения коллоидной химии. М.: ПХТУ им. Д.И. Менделеева, 2013. 40 с.

Сведения об авторах



Information about the Authors

Мария Андреевна Сударчикова – мл. науч. сотрудник лаборатории прочности и пластичности металлических и композиционных материалов и наноматериалов, Институт металлургии и материаловедения им. А.А. Байкова Российской академии наук (ИМЕТ РАН)

 **ORCID:** 0000-0001-9708-3284

 **E-mail:** mariahsudar@yandex.ru

Елена Олеговна Насакина – к.т.н., ст. науч. сотрудник лаборатории прочности и пластичности металлических и композиционных материалов и наноматериалов, ИМЕТ РАН

 **ORCID:** 0000-0002-0783-1558

 **E-mail:** nacakina@mail.ru

Галина Анатольевна Давыдова – к.ф.-м.н., вед. науч. сотрудник лаборатории роста клеток и тканей, Институт теоретической и экспериментальной биофизики Российской академии наук (ИТЭБ РАН)

 **ORCID:** 0000-0003-4215-7084

 **E-mail:** davidova_g@mail.ru

Ленар Рашитович Валиуллин – к.б.н., заведующий лабораторией пробиотических препаратов и ферментов, Федеральный центр токсикологической, радиационной и биологической безопасности

 **ORCID:** 0000-0002-8277-3941

 **E-mail:** mariahsudar@yandex.ru

Ярослава Анатольевна Морозова – инженер-исследователь лаборатории прочности и пластичности металлических и композиционных материалов и наноматериалов, ИМЕТ РАН

 **ORCID:** 0000-0003-3526-5474

 **E-mail:** yasya12987@gmail.com

Сергей Юрьевич Котцов – мл. науч. сотрудник лаборатории синтеза функциональных материалов и переработки минерального сырья, Институт общей и неорганической химии имени Н.С. Курнакова Российской академии наук

 **ORCID:** 0000-0001-8263-889X

 **E-mail:** mariahsudar@yandex.ru

Павел Александрович Прокофьев – к.т.н., мл. науч. сотрудник лаборатории физикохимии тугоплавких и редких металлов и сплавов, ИМЕТ РАН

 **ORCID:** 0000-0003-0477-0822

 **E-mail:** nacakina@mail.ru

Сергей Викторович Коцушкин – к.т.н., науч. сотрудник лаборатории прочности и пластичности металлических и композиционных материалов и наноматериалов, ИМЕТ РАН

 **ORCID:** 0000-0002-4363-3604

 **E-mail:** venev.55@mail.ru

Константин Владимирович Сергиенко – мл. науч. сотрудник лаборатории прочности и пластичности металлических и композиционных материалов и наноматериалов, ИМЕТ РАН

 **ORCID:** 0000-0003-4018-4599

 **E-mail:** shulf@yandex.ru

Михаил Анатольевич Севостьянов – к.т.н., вед. науч. сотрудник лаборатории прочности и пластичности металлических и композиционных материалов и наноматериалов, ИМЕТ РАН

 **ORCID:** 0000-0003-2652-8711

 **E-mail:** cmakp@mail.ru

Maria A. Sudarchikova – Junior Research Scientist, Laboratory of Strength and Plasticity of Metal and Composite Materials and Nanomaterials, A.A. Baykov Institute of Metallurgy and Materials Science, Russian Academy of Sciences (IMET RAS)

 **ORCID:** 0000-0001-9708-3284

 **E-mail:** mariahsudar@yandex.ru

Elena O. Nasakina – Cand. Sci. (Eng.), Senior Research Scientist, Laboratory of Strength and Plasticity of Metal and Composite Materials and Nanomaterials, IMET RAS

 **ORCID:** 0000-0002-0783-1558

 **E-mail:** nacakina@mail.ru

Galina A. Davydova – Cand. Sci. (Phys.-Math.), Leading Research Scientist, Laboratory of Cell and Tissue Growth, Institute of Theoretical and Experimental Biophysics, Russian Academy of Sciences (ITEB RAS)

 **ORCID:** 0000-0003-4215-7084

 **E-mail:** davidova_g@mail.ru

Lenar R. Valiullin – Cand. Sci. (Biolog.), Head of the Laboratory of Probiotic Preparations and Enzymes, Federal Center for Toxicological, Radiation, and Biological Safety

 **ORCID:** 0000-0002-8277-3941

 **E-mail:** mariahsudar@yandex.ru

Yaroslava A. Morozova – Research Engineer, Laboratory of Strength and Plasticity of Metal and Composite Materials and Nanomaterials, IMET RAS

 **ORCID:** 0000-0003-3526-5474

 **E-mail:** yasya12987@gmail.com

Sergey Yu. Kottsov – Junior Research Scientist, Laboratory of Synthesis of Functional Materials and Processing of Mineral Raw Materials, N.S. Kurnakov Institute of General and Inorganic Chemistry, Russian Academy of Sciences

 **ORCID:** 0000-0001-8263-889X

 **E-mail:** mariahsudar@yandex.ru

Pavel A. Prokofiev – Cand. Sci. (Eng.), Junior Research Scientist, Laboratory of Physicochemistry of Refractory and Rare Metals and Alloys, IMET RAS

 **ORCID:** 0000-0003-0477-0822

 **E-mail:** nacakina@mail.ru

Sergey V. Konushkin – Cand. Sci. (Eng.), Research Scientist of the Laboratory of Strength and Plasticity of metal and composite materials and Nanomaterials, IMET RAS

 **ORCID:** 0000-0002-4363-3604

 **E-mail:** venev.55@mail.ru

Konstantin V. Sergienko – Junior Research Scientist, Laboratory of Strength and Plasticity of Metal and Composite Materials and Nanomaterials, IMET RAS

 **ORCID:** 0000-0003-4018-4599

 **E-mail:** shulf@yandex.ru

Mikhail A. Sevostyanov – Cand. Sci. (Eng.), Leading Research Scientist, Laboratory of Strength and Plasticity of Metal and Composite Materials and Nanomaterials, IMET RAS

 **ORCID:** 0000-0003-2652-8711

 **E-mail:** cmakp@mail.ru

Алексей Георгиевич Колмаков – д.т.н., чл.-корр. РАН, зав. лабораторией прочности и пластичности металлических и композиционных материалов и наноматериалов, ИМЕТ РАН

ORCID: 0000-0002-4907-951X

E-mail: imetranlab10@mail.ru

Alexey G. Kolmakov – Dr. Sci. (Eng.), Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences, Head of the Laboratory of Strength and Plasticity of Metal and Composite Materials and Nanomaterials, IMET RAS

ORCID: 0000-0002-4907-951X

E-mail: imetranlab10@mail.ru

Вклад авторов



Contribution of the Authors

М. А. Сударчикова – измерения шероховатости поверхности, обсуждение результатов, подготовка документации.

Е. О. Насакина – привлечение финансирования проекта, определение цели работы, обработка результатов исследований.

Г. А. Давыдова – проведение исследований на культурах МСК из пульпы зуба человека (DPSC) (клон Th44), обсуждение результатов.

Л. Р. Валиуллин – проведение исследований на immortalized культурах клеток фибробластов, МСК кожи, обсуждение результатов.

Я. А. Морозова – обзор литературы, оформление статьи.

С. Ю. Котцов – исследование краевого угла смачивания поверхностей, обсуждение результатов.

П. А. Прокофьев – подготовка образцов к исследованиям, обсуждение результатов.

С. В. Конушкин – выплавка, прокатка и термическая обработка сплавов.

К. В. Сергиенко – подготовка листов и резка образцов на электроэрозионном станке.

М. А. Севостьянов – выбор методики исследований и подбор оборудования.

А. Г. Колмаков – обсуждение результатов.

M. A. Sudarchikova – conducted surface roughness measurements, contributed to result discussions, and prepared documentation.

E. O. Nasakina – secured project financing, defined the study objectives, and processed research results.

G. A. Davydova – conducting research on mesenchymal stem cell cultures derived from human tooth pulp (DPSC) (clone Th44) and participated in result discussions.

L. R. Valiullin – conducting research on immortalized fibroblast cell cultures and skin mesenchymal stem cells, and contributed to result discussions.

Ya. A. Morozova – performed a literature review and prepared the article layout.

S. Yu. Kottsov – studied the contact angle of wettability of surfaces and participated in result discussions.

P. A. Prokofiev – prepared samples for research and contributed to result discussions.

S. V. Konushkin – performed smelting, rolling, and heat treatment of the alloys.

K. V. Sergienko – prepared sheets and cut samples using an electric discharge machine.

M. A. Sevostyanov – selected research methodologies and equipment.

A. G. Kolmakov – participated in result discussions.

Статья поступила 29.05.2024 г.
Доработана 04.09.2024 г.
Принята к публикации 12.09.2024 г.

Received 29.05.2024
Revised 04.09.2024
Accepted 12.09.2024