

УДК 539.424:669.295: 538.951

DOI: 10.32326/1814-9146-2024-86-3-371-381

**ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА  
БИМЕТАЛЛИЧЕСКОГО МАТЕРИАЛА НА ОСНОВЕ  
НЕЛЕГИРОВАННОГО ТИТАНА И ТИТАНОВОГО  
СПЛАВА Ti6Al4V, ПОЛУЧЕННОГО С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ  
ТЕХНОЛОГИИ ПОСЛОЙНОГО ЛАЗЕРНОГО СПЛАВЛЕНИЯ\***

© 2024 г.

**Грязнов М.Ю., Шотин С.В.,  
Чувильдеев В.Н., Мурашов А.А., Семенычева А.В.**

*Национальный исследовательский Нижегородский государственный  
университет им. Н.И. Лобачевского, Нижний Новгород, Российская Федерация*

shotin@nifti.unn.ru

*Поступила в редакцию 01.08.2024*

Созданы биметаллические образцы на основе нелегированного титана и титанового сплава. Для устранения опасности попадания в организм человека токсичных элементов алюминия и ванадия при износе имплантата из наиболее распространенного материала для медицинских имплантатов – сплава Ti6Al4V – предлагается использовать биметаллические изделия, спроектированные таким образом, чтобы часть, взаимодействующая с живым организмом, была выполнена из нелегированного титана, а внутренняя часть – из высокопрочного титанового сплава, обеспечивающего высокие механические свойства. Технология послойного лазерного сплавления позволяет создавать подобные изделия в одном технологическом цикле. Цель статьи – комплексное исследование физико-механических свойств и структуры биметаллического материала (системы сплав Ti6Al4V – нелегированный титан), полученного с использованием технологии послойного лазерного сплавления. Проведена оптимизация режимов сплавления для достижения высоких механических характеристик. Показано, что значения прочностных характеристик при оптимальных режимах сплавления соответствуют показателям, характерным для нелегированного титана, – предел прочности при растяжении составил 860 МПа. Охрупчивания микросварного соединения биметалла не наблюдается: разрушение при растяжении происходит по наименее прочному компоненту – нелегированному титану. Металлографические исследования показали отсутствие микропор, микротрещин и других дефектов в зоне соединения двух материалов и прилегающих к ней областях. Таким образом, технология послойного лазерного сплавления позволяет создавать новый класс биметаллических медицинских изделий с высокими физико-механическими свойствами, обеспечивая при этом отсутствие контакта живых тканей с токсичными элементами.

*Ключевые слова:* аддитивные технологии, послойное лазерное сплавление, биметалл, сплав Ti6Al4V, нелегированный титан, медицинские имплантаты.

---

\* Выполнено при поддержке РНФ (грант №22-19-00271).

## Введение

Развитие современных отраслей промышленности невозможно без применения новых конструкционных материалов, обладающих повышенными эксплуатационными характеристиками по сравнению с уже существующими материалами. Одной из актуальных задач является создание композиционных изделий из разнородных металлических материалов, сочетающих в себе преимущества входящих в него материалов (например, композиционные материалы с высокими значениями износостойкости и низким значением плотности). Биметаллы с сочетанием высоких характеристик перспективны для широкого спектра приложений, в частности для травматологии и ортопедии. В настоящее время одним из титановых сплавов, наиболее широко применяемых для медицинских приложений, является сплав Ti6Al4V [1–4], который характеризуется высокими механическими свойствами и коррозионной стойкостью. После имплантации на поверхности сплава формируется оксидный слой, который обеспечивает его желаемый уровень биоинтеграции [5]. Также необходимо отметить, что при износе имплантата в организм могут попадать токсичные для живого организма элементы Al и V [2], что приводит к системным воспалительным реакциям и в некоторых случаях нарушениям тканевого метаболизма [6, 7]. С точки зрения безопасности при долговременном использовании импланта более перспективным материалом является нелегированный титан, который имеет превосходные коррозионные и остеоиндуктивные свойства [8–10], но более низкие механические свойства (значение предела прочности нелегированного титана примерно в 1,5 раза ниже, чем у титанового сплава Ti6Al4V [11–13]).

Решение задачи одновременного повышения биосовместимости и повышения прочностных характеристик медицинских изделий из титана и титановых сплавов связано с созданием биметаллических материалов и конструкций на их основе. Подобное конструктивное решение может быть реализовано с помощью технологии послойного лазерного сплавления, позволяющей в одном технологическом цикле изготовить имплантат, внутренняя часть которого будет выполнена из высокопрочного титанового сплава, а наружная часть, контактирующая с костными тканями, – из нелегированного титана. Таким образом, основная несущая центральная часть имплантата, изготовленная из высокопрочного сплава Ti6Al4V, будет обеспечивать высокие механические характеристики изделия, а поверхностный слой, изготовленный из нелегированного титана, обеспечит высокую биосовместимость благодаря высокой чистоте материала по примесям.

В настоящей статье проводится исследование физико-механических свойств и структуры биметаллического материала на основе нелегированного (технически чистого) титана и титанового сплава Ti6Al4V, полученного с использованием технологии послойного лазерного сплавления.

## Объект исследования

Для исследования физико-механических свойств и структуры нового биметаллического материала были получены образцы с использованием технологии послойного лазерного сплавления (ПЛС): образцы нелегированного (технически чистого) титана Grade 2 (% мас.: Fe – 0,14; O – 0,16; Si – 0,01; C – 0,021; N – 0,03; H – 0,006; Ti – основа), образцы титанового сплава Ti6Al4V (% мас.: Al – 6,3; V – 4,5; Fe – 0,2; O – 0,15; C – 0,05; N – 0,03; H – 0,005; Ti – основа) и биметаллические

ПЛС-образцы, состоящие из сплава Ti6Al4V (50% слоев) и нелегированного титана (50% слоев), далее по тексту биметалл Ti6Al4V–Ti. ПЛС-образцы для механических испытаний на растяжение были изготовлены в форме «двойных лопаток» (размером 10×25 мм с рабочей частью 2×2×3 мм, рис. 1а), для исследований микроструктуры – в форме параллелепипедов (размером 8×8×8 мм, рис. 1б).

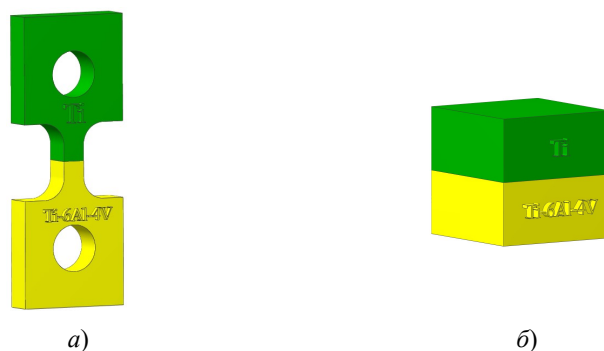


Рис. 1. Биметаллические ПЛС-образцы (титановый сплав Ti6Al4V – нелегированный титан) для испытаний на растяжение (а) и структурных исследований (б)

Образцы для механических испытаний были построены на платформе ПЛС-установки в вертикальной ориентации (продольная ось образцов располагалась параллельно оси лазерного луча). Процесс сплавления осуществлялся на модернизированной установке для ПЛС Chamlion, позволяющей использовать два материала при послойном синтезе изделий. Основные параметры процесса сплавления: мощность лазерного излучения варьировалась от 100 до 310 Вт, скорость сканирования от 600 до 2800 мм/с, толщина слоя порошка 30 мкм, расстояние между дорожками сканирования 80 мкм. Все операции с порошком и процесс ПЛС осуществлялся в среде высокочистого аргона (99,998 % мас.).

### Методика исследования структуры и свойств

Исследования прочностных и пластических характеристик образцов проводились на установке для механических испытаний Tinius Olsen H25S-K в режиме растяжения с постоянной скоростью движения захватов с начальной скоростью деформации  $10^{-2}$  мм/с.

Металлографические исследования выполнены на оптическом микроскопе Leica IM DRM. Структурные исследования с применением методики дифракции отраженных электронов (EBSD) были проведены с использованием растрового электронного микроскопа Tescan Vega 2, оснащенного приставкой для анализа картин дифракции электронов Nordlys 2. Размер участков анализа составлял 90×90 мкм, шаг сканирования – 150 нм. При наборе экспериментальных данных выполнялось сохранение картин Кикучи-дифракции в каждой точке, сохраненные файлы использовались для последующего индексирования картин дифракции (определения кристаллографической ориентации). Построение EBSD-карт и реконструкция зеренной структуры осуществлялась с использованием пакета программ MTEX [14], реконструкция зерен выполнена с использованием алгоритма разбиения Вороного.

## Экспериментальные результаты

Проведены исследования влияния базовых параметров сплавления биметалла Ti6Al4V–Ti на прочностные и пластические характеристики. На рис. 2 приведены зависимости предела прочности и удлинения после разрыва ПЛС-образцов биметалла в зависимости от скорости сканирования (при фиксированной мощности лазерного излучения 160 Вт). Показано, что зависимость предела прочности от скорости сканирования имеет две характерные области: увеличение предела прочности от 680 до 865 МПа при увеличении скорости сканирования от 400 до 2000 мм/с и уменьшение предела прочности от 865 до 770 МПа при дальнейшем увеличении скорости сканирования до 2800 мм/с. Зависимость удлинения после разрыва от скорости сканирования имеет более выраженную стадийность: при увеличении скорости сканирования от 400 до 1500 мм/с наблюдается рост величины удлинения после разрыва от 6 до 35%, при дальнейшем увеличении скорости сканирования до 2800 мм/с происходит падение удлинения после разрыва до 3%.

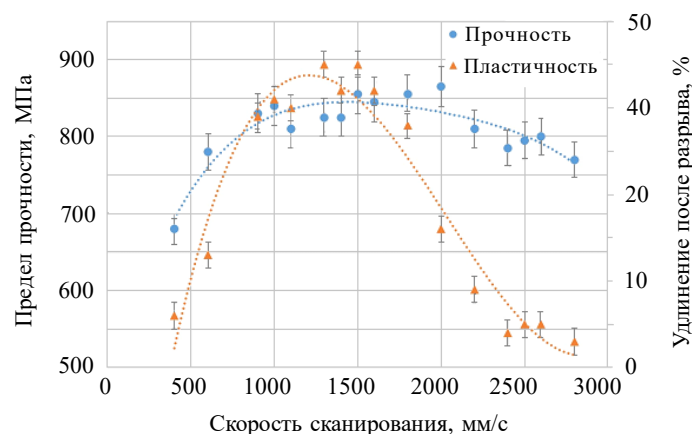


Рис. 2. Зависимость предела прочности и удлинения после разрыва ПЛС-образцов биметалла Ti6Al4V–Ti от скорости сканирования

На рис. 3 приведены зависимости предела прочности и удлинения после разрыва ПЛС-образцов биметалла в зависимости от мощности лазерного излучения (при фиксированной скорости сканирования 1800 мм/с). На графике зависимости предела прочности от мощности лазерного излучения можно выделить две области: интенсивный рост величины предела прочности от 570 до 860 МПа при увеличении мощности лазерного излучения от 110 до 140 Вт и незначительное снижение предела прочности до 780 МПа при увеличении мощности от 140 до 310 Вт. Зависимость удлинения после разрыва от мощности лазерного излучения также имеет две характерные области: в диапазоне 110–190 Вт – интенсивный рост удлинения от 2 до 34%; в диапазоне 190–310 Вт – уменьшение удлинения от 34 до 24%.

На рис. 4 приведено характерное изображение области соединения двух материалов в биметалле при использовании скорости сканирования 1300 мм/с и мощности лазерного излучения 160 Вт. Верхний материал (темный) соответствует нелегированному (технически чистому) титану, а нижний материал (светлый) соответствует титановому сплаву Ti6Al4V. Можно отметить, что наблюдается четкая граница (зона соединения) двух материалов, а также отсутствуют микропоры, микротрещины и другие дефекты в зоне соединения и прилегающих областях.

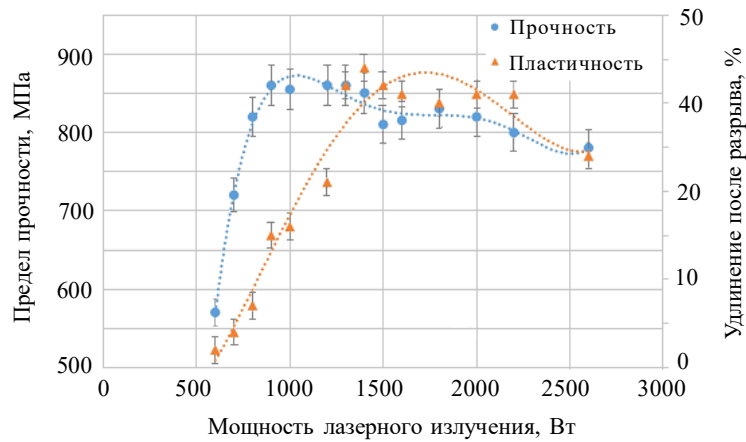


Рис. 3. Зависимость предела прочности и удлинения после разрыва ПЛС-образцов биметалла Ti6Al4V–Ti от мощности лазерного излучения (скорость сканирования 1800 мм/с)



Рис. 4. Изображение области соединения материалов в ПЛС-образце биметалла Ti6Al4V–Ti

На рис. 5 приведены результаты структурных исследований области соединения двух материалов в биметаллическом образце в виде EBSD-карты, построенной для направления  $Z$  – вдоль нормали к плоскости шлифа (цветовой треугольник с кодировкой кристаллографических ориентаций приведен на рис. 5б). На EBSD-карте, полученной в области сварного шва, видны структурные элементы, характерные как для нелегированного титана, так и для сплава Ti6Al4V: справа – длинные тонкие «иглы», характерные для сплава; слева – более толстые и короткие «иглы», характерные для чистого материала.

Для сравнения структур нелегированного титана и сплава Ti6Al4V на рис. 6 представлены результаты структурных исследований в виде EBSD-карт в цветах обратной полюсной фигуры, построенных для направления  $Z$  – вдоль нормали к плоскости шлифа (цветовой треугольник с кодировкой кристаллографических ориентаций приведен на рис. 6б). Как видно на представленных изображениях, микроструктура областей, соответствующих нелегированному титану и сплаву Ti6Al4V, различается. На рис. 6а в нелегированном титане наблюдается микроструктура смешанного типа,

содержащая как игольчатые зерна, так и зерна, форма которых близка к равноосной, а на рис. 6б в области сплава Ti6Al4V – игольчатая структура. В сплаве игольчатые зерна имеют большую длину и меньшую толщину, чем в нелегированном титане.

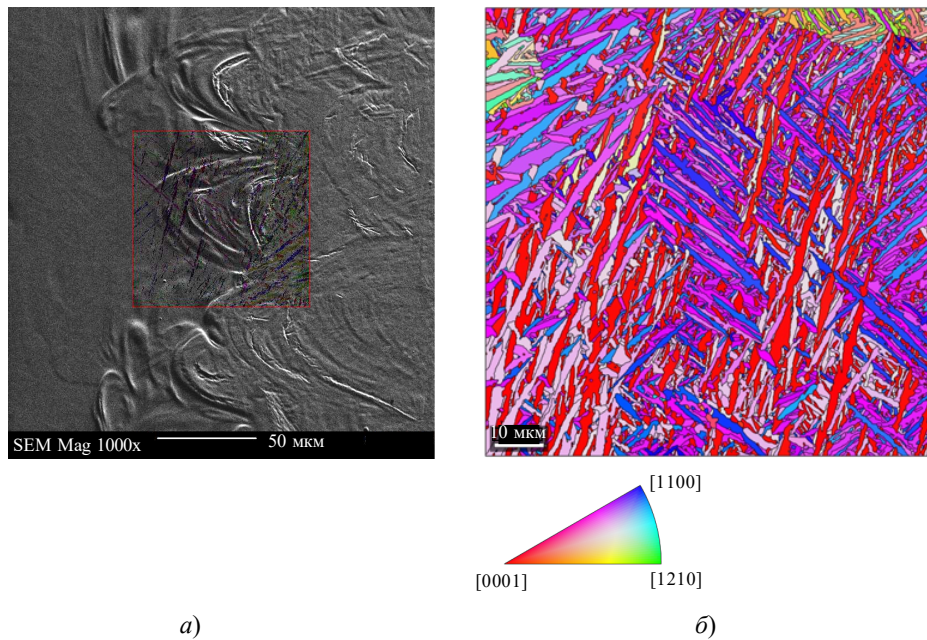


Рис. 5. Микроструктура области соединения двух материалов (а); EBSD-карта области соединения двух материалов в цветах обратной полюсной фигуры (б)

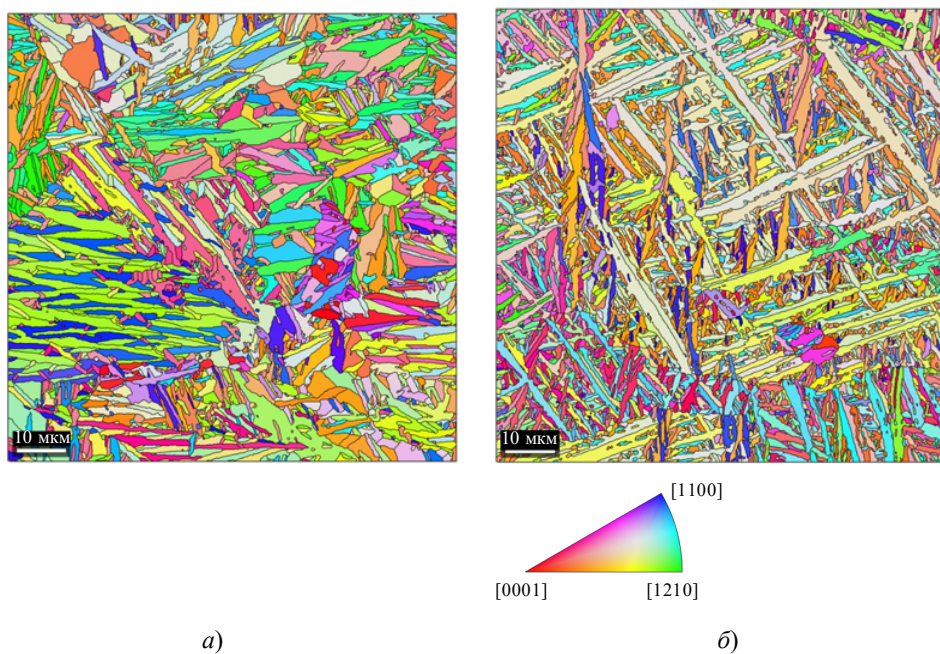


Рис. 6. EBSD-карты в цветах обратной полюсной фигуры области, соответствующей нелегированному титану (а) и титановому сплаву Ti6Al4V (б)



## Анализ и обсуждение результатов

В настоящее время проблема соединения разнородных материалов решается главным образом путем использования различных типов сварки [15]. Однако сварные соединения из различных материалов являются, как правило, проблемными по причине образования в сварном шве хрупких интерметаллидных соединений и значительного перегрева одного из соединяемых элементов [16, 17]. Кроме того, расплавление металла в зоне сварного шва приводит к формированию грубой структуры, отличающейся от структуры основного металла, и тем самым приводит к снижению механических характеристик изделия. Даже при сварке сплавов одной марки прочность сварного шва не превышает 90% от прочности основного металла [18, 19], тогда как прочность сварного соединения разнородных металлов не превышает 80% от прочности наименее прочного материала свариваемого соединения [20]. Технология ПЛС лишена главных недостатков традиционной сварки – большой зоны перегрева и грубой структуры сварного шва (см. рис. 5, 6), что благоприятно сказывается на механических свойствах полученных биметаллов.

Для сравнительной оценки механических характеристик образцов биметалла Ti6Al4V–Ti, полученных в оптимальном режиме ПЛС, были изготовлены при тех же параметрах ПЛС-образцы для испытаний на растяжение из порошков компонентов биметалла: нелегированного титана и титанового сплава Ti6Al4V. В таблице 1 приведены экспериментальные результаты испытаний на растяжение при комнатной температуре ПЛС-образцов нелегированного титана, титанового сплава Ti6Al4V и биметалла на их основе. Как видно из таблицы, образцы биметалла, изготовленные в оптимальном режиме, имеют значения предела прочности при растяжении 860 МПа, сопоставимые со значением прочности наименее прочного из компонентов биметалла – нелегированного титана. При этом величина удлинения после разрыва биметалла Ti6Al4V–Ti остается на достаточно высоком уровне. Необходимо отметить, что полученные высокие показатели пластичности связаны с использованием образцов с короткой рабочей частью (3 мм), что приводит к завышенным значениям относительного удлинения, определяемого по диаграмме «напряжение–деформация», по сравнению со значениями, получаемыми с использованием стандартных образцов в соответствии с ГОСТ 1497-84 [11–12].

Таблица 1

### Результаты исследования механических характеристик ПЛС-материалов

Материал	Предел прочности при растяжении, МПа	Удлинение после разрыва, %
Ti	850	43
Ti6Al4V	1300	9
Биметалл Ti6Al4V–Ti	860	35

Следует заметить, что полученное значение прочности соответствует требуемым показателям прочности, указанным в ГОСТ Р ИСО 5832-3-2020, определяющем основные требования к физико-механическим характеристикам титанового сплава Ti6Al4V, используемого для имплантатов для хирургии (предел прочности материала должен быть не менее 860 МПа [21]).

Анализ результатов структурных исследований показывает, что в области соединения двух материалов наблюдается два типа структур – игольчатые и равноосные зерна. При этом необходимо дополнительное детальное изучение распределения

основных стабилизаторов (Al, V) на границе двух материалов с целью определения влияния структуры и элементного состава области соединения на физико-механические свойства биметаллического материала.

### Заключение

Приведены результаты исследования физико-механических свойств и структуры образцов нелегированного титана, титанового сплава Ti6Al4V и биметалла на их основе, полученных с использованием технологии ПЛС. Показано, что при использовании оптимального режима ПЛС величина предела прочности биметалла составляет 860 МПа, что сопоставимо со значением предела прочности нелегированного титана. Охрупчивания микросварного соединения биметалла не наблюдается: разрушение при растяжении происходит по наименее прочному компоненту – нелегированному титану.

Таким образом, ПЛС-технология позволяет изготавливать новый класс биметаллических медицинских изделий (эндопротезы, имплантаты и др.) с высокими физико-механическими свойствами. Основная несущая центральная часть имплантата может быть изготовлена в рамках одного технологического процесса ПЛС из высокопрочного сплава Ti6Al4V, а его оболочка (тонкий наружный слой), контактирующая с костными тканями, может быть изготовлена из нелегированного титана (типа Ti Grade 2).

### Список литературы

1. Chang J., Zhang X., Dai K. *Bioactive Materials for Bone Regeneration*. Elsevier Science, 2020. 248 p.
2. Guo A.X.Y., Cheng L., Zhan S., Zhang S., Xiong W., Wang Z., Wang G., Cao S.C. Biomedical applications of the powder-based 3D printed titanium alloys: A review. *Journal of Materials Science & Technology*. 2022. Vol. 125. P. 252–264. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2021.11.084>.
3. Nicholson J.W. Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*. 2020. Vol. 2. P. 100–116. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>.
4. *Phillips' Science of Dental Materials*. Eds. C. Shen, H.R. Rawls, J.F. Esquivel-Upshaw. Elsevier Inc., 2022. 449 p.
5. Dahman Y. *Biomaterials Science and Technology. Fundamentals and Developments*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2019. 377 p.
6. Biesiekierski A., Wang J., Gepreel M.A., Wen C. A new look at biomedical Ti-based shape memory alloys. *Acta Biomaterialia*. 2012. Vol. 8. Iss. 5. P. 1661–1669. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.01.018>.
7. Singh N., Hameed P., Ummethala R., Manivasagam G., Prashanth K.G., Eckert J. Selective laser manufacturing of Ti-based alloys and composites: impact of process parameters, application trends, and future prospects. *Materials Today Advances*. 2020. Vol. 8. P. 100097-1 – 100097-37. <https://doi.org/10.1016/j.mtadv.2020.100097>.
8. Duan Y., Liu X., Zhang S., Wang L., Ding F., Song S., Chen X., Deng B., Song Y. Selective laser melted titanium implants play a positive role in early osseointegration in type 2 diabetes mellitus rats. *Dental Materials Journal*. 2020. Vol. 39. №2. P. 214–221. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-419>.
9. Hoque M.E., Showva N.-N., Ahmed M., Rashid A.B., Sadique S.E., El-Bialy T., Xu H. Titanium and titanium alloys in dentistry: Current trends, recent developments, and future prospects. *Heliyon*. 2022. Vol. 8. Iss. 11. Article No e11300. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11300>.
10. Sasikumar Y., Indira K., Rajendran N. Surface modification methods for titanium and its



alloys and their corrosion behavior in biological environment: a review. *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*. 2019. Vol. 5. Article No 36. <https://doi.org/10.1007/s40735-019-0229-5>.

11. Грязнов М.Ю., Шотин С.В., Чувильдеев В.Н., Семенычева А.В., Берендеев Н.Н. Усталостные характеристики титанового сплава Ti-6Al-4V, полученного с использованием технологии послойного лазерного сплавления. *Проблемы прочности и пластичности*. 2023. Т. 85. №4. С. 447–461. <https://doi.org/10.32326/1814-9146-2023-85-4-447-460>.

12. Грязнов М.Ю., Шотин С.В., Чувильдеев В.Н., Сысоев А.Н. и др. Механические свойства нелегированного титана VT1-0, полученного методами послойного лазерного сплавления и интенсивной пластической деформации. *Проблемы прочности и пластичности*. 2022. Т. 84. №4. С. 570–581. <https://doi.org/10.32326/1814-9146-2022-84-4-570-581>.

13. Abd-Elaziem W., Darwish M.A., Hamada A., Daoush W.M. Titanium-Based alloys and composites for orthopedic implants Applications: A comprehensive review. *Materials & Design*. 2024. Vol. 241. Article No 112850. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2024.112850>.

14. Bachmann F., Hielscher R., Schaeben H. Texture analysis with MTEX – free and open source software toolbox. *Solid State Phenomena*. 2010. Vol. 160. P. 63–68. DOI: 10.4028/www.scientific.net/SSP.160.63.

15. Martinsen K., Hu S.J., Carlson B.E. Joining of dissimilar materials. *CIRP Annals – Manufacturing Technology*. 2015. Vol. 64. Iss. 2. P. 679–699. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2015.05.006>.

16. Sun Z., Ion J.C. Laser welding of dissimilar metal combinations. *Journal of Material Science*. 1995. Vol. 30. Iss. 17. P. 4205–4214.

17. Zhao J., Geng S., Jiang P., Song M., Xu B., Luo Q. Experimental and numerical research on formation mechanism of intermetallic compounds in laser brazing welding for Ti/Al dissimilar alloy. *Journal of Materials Research and Technology*. 2024. Vol. 31. P. 2930–2944. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2024.06.233>.

18. Laumer T., Karg M., Schmidt M. Laser beam melting of multi-material components. *Physics Procedia*. 2012. Vol. 39. P. 518–525. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2012.10.068>.

19. Wang H.-J., Ran X.-Z., Wang H.-C., Li A., Wang H., Cheng X., Tang H.-B., Wang H.-M. Microstructure formation mechanism and mechanical properties of super-thickness TC11 titanium alloy joint by electron beam welding and laser additive manufacturing hybrid connection technology. *Journal of Materials Processing Technology*. 2024. Vol. 331. Article No 118502. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2024.118502>.

20. Катаяма С. *Справочник по лазерной сварке*. М.: Техносфера, 2015. 695 с.

21. *ГОСТ Р ИСО 5832-3-2020 Имплантаты для хирургии. Металлические материалы. Ч. 3. Деформируемый сплав титан-6 алюминия-4 ванадия*. М.: Стандартинформ, 2020. 12 с.

#### References

1. Chang J., Zhang X., Dai K. *Bioactive Materials for Bone Regeneration*. Elsevier Science. 2020. 248 p.

2. Guo A.X.Y., Cheng L., Zhan S., Zhang S., Xiong W., Wang Z., Wang G., Cao S.C. Biomedical applications of the powder-based 3D printed titanium alloys: A review. *J. Mater. Sci. Technol.* 2022. Vol. 125. P. 252–264. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2021.11.084>.

3. Nicholson J.W. Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*. 2020. Vol. 2. P. 100–116. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>.

4. *Phillips' Science of Dental Materials*. Eds. C. Shen, H.R. Rawls, J.F. Esquivel-Upshaw. Elsevier Inc., 2022. 449 p.

5. Dahman Y. *Biomaterials Science and Technology. Fundamentals and Developments*. Boca Raton, FL, USA. CRC Press. 2019. 377 p.

6. Biesiekierski A., Wang J., Gepreel M.A., Wen C. A new look at biomedical Ti-based shape memory alloys. *Acta Biomater.* 2012. Vol. 8. Iss. 5. P. 1661–1669. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.01.018>.

7. Singh N., Hameed P., Ummethala R., Manivasagam G., Prashanth K.G., Eckert J. Selective laser manufacturing of Ti-based alloys and composites: impact of process parameters, application trends, and future prospects. *Mater. Today Adv.* 2020. Vol. 8. P. 100097-1 – 100097-37. <https://doi.org/10.1016/j.mtadv.2020.100097>.

8. Duan Y., Liu X., Zhang S., Wang L., Ding F., Song S., Chen X., Deng B., Song Y. Selective laser melted titanium implants play a positive role in early osseointegration in type 2 diabetes mellitus rats. *Dental Materials Journal*. 2020. Vol. 39. No 2. P. 214–221. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-419>.
9. Hoque M.E., Showva N.-N., Ahmed M., Rashid A.B., Sadique S.E., El-Bialy T., Xu H. Titanium and titanium alloys in dentistry: Current trends, recent developments, and future prospects. *Heliyon*. 2022. Vol. 8. Iss. 11. Article No e11300. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11300>.
10. Sasikumar Y., Indira K., Rajendran N. Surface modification methods for titanium and its alloys and their corrosion behavior in biological environment: a review. *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*. 2019. Vol. 5. Article No 36. <https://doi.org/10.1007/s40735-019-0229-5>.
11. Gryaznov M.Yu., Shotin S.V., Chuvildeev V.N., Semenycheva A.V., Berendeev N.N. Ustalostnyye kharakteristiki titanovogo splava Ti-6Al-4V, poluchennogo s ispolzovaniem tekhnologii posloynnogo lazernogo splavlenniya [Fatigue characteristics of Ti-6Al-4V titanium alloy produced by selective laser melting]. *Problemy prochnosti i plastichnosti [Problems of Strength and Plasticity]*. 2023. Vol. 85. No 4. P. 447–461 (In Russian).
12. Gryaznov M.Yu., Shotin S.V., Chuvildeev V.N., Sysoev A.N. et al. Mekhanicheskie svoystva nelegirovannogo titana VT1-0, poluchennogo metodami posloynnogo lazernogo splavlenniya i intensivnoy plasticheskoy deformatsii [Mechanical properties of unalloyed titanium VT1-0 processed using selective laser melting and severe plastic deformation]. *Problemy prochnosti i plastichnosti [Problems of Strength and Plasticity]*. 2022. Vol. 84. No 4. P. 570–581 (In Russian).
13. Abd-Elaziem W., Darwish M.A., Hamada A., Daoush W.M. Titanium-Based alloys and composites for orthopedic implants Applications: A comprehensive review. *Mater. Des.* 2024. Vol. 241. Article No 112850. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2024.112850>.
14. Bachmann F., Hielscher R., Schaeben H. Texture analysis with MTEX – free and open source software toolbox. *Solid State Phenom.* 2010. Vol. 160. P. 63–68. DOI: 10.4028/www.scientific.net/SSP.160.63.
15. Martinsen K., Hu S.J., Carlson B.E. Joining of dissimilar materials. *CIRP Ann. Manuf. Technol.* 2015. Vol. 64. Iss. 2. P. 679–699. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2015.05.006>.
16. Sun Z., Ion J.C. Laser welding of dissimilar metal combinations. *J. Mater. Sci.* 1995. Vol. 30. Iss. 17. P. 4205–4214.
17. Zhao J., Geng S., Jiang P., Song M., Xu B., Luo Q. Experimental and numerical research on formation mechanism of intermetallic compounds in laser brazing welding for Ti/Al dissimilar alloy. *J. Mater. Res. Technol.* 2024. Vol. 31. P. 2930–2944. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2024.06.233>.
18. Laumer T., Karg M., Schmidt M. Laser beam melting of multi-material components. *Phys. Procedia*. 2012. Vol. 39. P. 518–525. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2012.10.068>.
19. Wang H.-J., Ran X.-Z., Wang H.-C., Li A., Wang H., Cheng X., Tang H.-B., Wang H.-M. Microstructure formation mechanism and mechanical properties of super-thickness TC11 titanium alloy joint by electron beam welding and laser additive manufacturing hybrid connection technology. *J. Mater. Process. Technol.* 2024. Vol. 331. Article No 118502. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2024.118502>.
20. Katayama S. *Handbook of Laser Welding Technologies*. Sawston. Woodhead Publ. 2013. 654 p.
21. GOST R ISO 5832-3-2020 *Implantaty dlya khirurgii. Metallicheskie materialy. Ch. 3. Deformiruemyy splav titan-6 alyuminiya-4 vanadiya [Implants for Surgery. Metallic Materials. Pt. 3. Wrought Titanium 6-Aluminium 4-Vanadium Alloy]*. Moscow. Standartinform Publ. 2020. 12 p. (In Russian).

**PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF NEW BIMETALLIC MATERIAL  
BASED ON UNALLOYED TITANIUM AND Ti6Al4V TITANIUM ALLOY  
OBTAINED BY SELECTIVE LASER MELTING\***

**Gryaznov M.Yu., Shotin S.V., Chuvildeev V.N., Murashov A.A., Semenycheva A.V.**

*National Research Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod,  
Nizhny Novgorod, Russian Federation*

shotin@nifti.unn.ru

*Received by the Editor 2024/08/01*

Bimetallic samples based on unalloyed titanium and titanium alloy have been obtained. The main disadvantage of the most common material for medical implants Ti6Al4V alloy is the danger of toxic elements of aluminum and vanadium entering the human body during implant wear. To solve this problem, it is proposed to use bimetallic products designed in such a way that the part interacting with human body is made of unalloyed titanium, and the inner part is made of a high-strength titanium alloy providing high mechanical properties. The technology of selective laser melting allows to produce similar products in one technological cycle. The aim of the research is a comprehensive study of the physical and mechanical properties and structure of the bimetallic material of the system “unalloyed titanium – alloy Ti6Al4V” obtained by selective laser melting. The melting modes have been optimized to achieve high mechanical characteristics. It is shown that the strength characteristics with optimal conditions correspond to the characteristic value of unalloyed titanium – the ultimate tensile strength was 860 MPa. Embrittlement of the micro-welded bimetal compound is not observed: tensile fracture occurs with the least durable component – unalloyed titanium. Metallographic studies have shown the absence of micropores, microcracks and other defects in the interface zone of the two materials and adjacent areas. Thus, selective laser melting makes it possible to obtain a new class of bimetallic medical devices with high physical and mechanical properties, while ensuring that living tissues do not contact with toxic elements.

*Keywords:* additive technologies, selective laser melting, bimetal, Ti6Al4V alloy, unalloyed titanium, medical implants.

---

\*The research was supported by the Russian Science Foundation (grant No 22-19-00271).