

УДК 539.424:669.295: 538.951 DOI: 10.32326/1814-9146-2024-86-4-391-402

**ИССЛЕДОВАНИЕ НАНОТВЕРДОСТИ
И МИКРОСТРУКТУРЫ БИМЕТАЛЛА
«НЕЛЕГИРОВАННЫЙ ТИТАН – ТИТАНОВЫЙ СПЛАВ Ti6Al4V»,
ПОЛУЧЕННОГО МЕТОДОМ ПОСЛОЙНОГО
ЛАЗЕРНОГО СПЛАВЛЕНИЯ***

© 2024 г. **Грязнов М.Ю., Шотин С.В., Семенычева А.В.,
Чувильдеев В.Н., Пискунов А.В.**

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

shotin@nifti.unn.ru

Поступила в редакцию 15.09.2024

Для обеспечения биоинертности и высоких физико-механических характеристик медицинских персонализированных изделий методом послойного лазерного сплавления созданы биметаллические образцы на основе титанового сплава Ti6Al4V и нелегированного титана. Методом растровой электронной микроскопии проведено исследование структуры области соединения материалов при использовании различных режимов сплавления. Показано, что в оптимальных режимах сплавления область соединения двух материалов не содержит дефектов. С использованием методов энергодисперсионного микроанализа растровой электронной микроскопии изучено распределение концентрации алюминия в биметалле вдоль линии ортогональной границы сплавления двух компонентов. Показано, что изменение концентрации Al в зависимости от расстояния до границы соединения двух материалов имеет двухстадийный характер: выделяются стадии медленного и быстрого изменения концентрации Al. Величина нанотвердости в переходной области уменьшается монотонно от средних значений 5,2 ГПа, характерных для сплава Ti6Al4V, до средних значений 3,8 ГПа, характерных для нелегированного титана. Показано, что ширина переходной зоны двух материалов существенно зависит от технологических параметров сплавления. Технология послойного лазерного сплавления позволяет создавать бездефектный биметаллический материал, характерной особенностью которого является наличие биоинертного внешнего слоя из нелегированного титана и высокопрочной внутренней части из титанового сплава Ti6Al4V. При этом конструкция биметаллических имплантатов должна иметь внешний слой из нелегированного титана толщиной не менее 700 мкм.

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

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

Введение

В настоящее время важным направлением внедрения аддитивных технологий является создание изделий для медицины [1–5]. Благодаря гибкости технологии и возможности варьирования геометрических параметров изделия аддитивные технологии являются перспективным инструментом для эффективного решения задачи изготовления персонализированных медицинских изделий. Аддитивные технологии используются для создания медицинских инструментов, зубных имплантатов, стентов для сердечно-сосудистой системы, элементов сердечных клапанов, ортопедических протезов, тазобедренных и коленных суставов и др. [6–8]. При выборе материала для решения конкретной задачи на первый план выходит сочетание механических свойств, коррозионной стойкости и отсутствия токсического воздействия на живые ткани. Как известно, на поверхности нелегированного титана образуется устойчивый биоинертный оксидный слой [9], при этом его основным недостатком являются низкие показатели механических характеристик, которые не позволяют использовать его для ряда важных медицинских приложений [10–12]. В связи с этим большое число исследований направлено на разработку новых титановых сплавов с повышенными механическими и эксплуатационными свойствами [13–16]. Однако многие легирующие элементы, которые принято использовать в титановых сплавах для получения оптимальной комбинации механических свойств, например V, Al, Cu и др., являются токсичными для человека [17]. Поэтому при использовании подобных сплавов необходимо тщательно соблюдать срок эксплуатации и проводить мониторинг состояния изделия во избежание попадания токсичных элементов в организм человека при износе [18, 19]. Послойное лазерное сплавление (ПЛС) – наиболее эффективная аддитивная технология, позволяющая создавать геометрически сложные изделия с высокой точностью, в том числе из труднообрабатываемых материалов. Использование технологии ПЛС позволяет под другим углом взглянуть на проблему получения биоинертных материалов с высокими механическими и эксплуатационными характеристиками: в одном технологическом цикле может быть изготовлено изделие, внутренняя часть которого изготовлена из высокопрочного титанового сплава, а внешняя часть, обеспечивающая биоинертность, – из нелегированного титана.

Задачей настоящей статьи является изучение структуры и физико-механических свойств переходной зоны биметаллического материала на основе титанового сплава Ti6Al4V и нелегированного титана, изготовленного методом послойного лазерного сплавления, а также определение минимальной толщины слоя нелегированного титана для обеспечения безопасной эксплуатации биметаллических имплантатов, гарантирующей отсутствие контакта токсичных элементов с живыми тканями.

Объект исследования

Объектом исследования являются биметаллические образцы, изготовленные методом ПЛС из порошков сплава Ti6Al4V и нелегированного титана Grade 2 (далее по тексту биметалл). Химический состав порошковых материалов приведен в таблице 1. Образцы представляли собой параллелепипеды (8×8×8 мм), 50% слоев были изготовлены из титанового сплава Ti6Al4V и 50% слоев – из нелегированного титана (рис. 1). Процесс ПЛС осуществлялся на модернизированной установке Chamlion, позволяющей использовать два материала при послойном синтезе изделий. Были

приняты следующие основные технологические параметры ПЛС: мощность лазерного излучения варьировали 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 осуществлялись в среде высокочистого аргона (99,998 массовых процентов).

Таблица 1

Химический состав порошков в соответствии с сертификатом производителя

Материал	Содержание, массовые проценты							
	Ti	Al	V	Fe	O	C	N	H
Титановый сплав Ti6Al4V	основа	6,3	4,5	0,2	0,15	0,05	0,03	0,005
Нелегированный титан Grade 2	основа	–	–	< 0,3	0,15	< 0,08	< 0,03	< 0,015

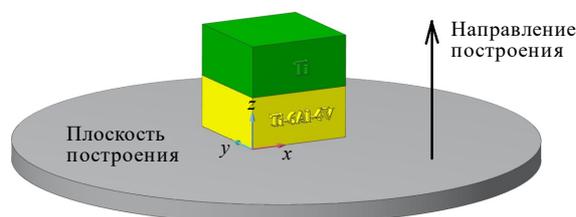


Рис. 1. Биметаллический ПЛС-образец для исследований нанотвердости и микроструктуры

Методика исследования структуры и свойств

Исследование нанотвердости проводилось на наноинденторе Agilent G200. Глубина индентирования составляла 800 нм. Расстояние между отпечатками составляло 20 мкм. Скорость деформации при индентировании составляла $0,05 \text{ с}^{-1}$.

Структурные исследования и рентгеновский микроанализ проводились с использованием растрового электронного микроскопа Jeol JSM-6490 с системой энергодисперсионного рентгеновского микроанализа INCA Energy. Шлифовка и полировка образцов осуществлялась по стандартной металлографической методике на станке Buehler AutoMet 250. Шлифовка проводилась на наждачных бумагах и алмазных дисках с постепенным уменьшением размера зерна абразива от 150 до 3 мкм. Полировка образцов осуществлялась с применением алмазной суспензии с размером частиц 1 мкм и суспензии с частицами SiO_2 размером 0,05 мкм.

Экспериментальные результаты

Проведены исследования микроструктуры области соединения двух материалов в биметалле с использованием методов растровой электронной микроскопии (РЭМ). На рис. 2 верхний материал (темный) соответствует нелегированному (технически чистому) титану Grade 2, а нижний материал (светлый) соответствует титановому сплаву Ti6Al4V. На рисунке приведены типичные изображения области соединения двух материалов в биметалле при варьировании скорости сканирования в интервале 600–2800 мм/с при фиксированной мощности лазерного излучения 160 Вт. Как видно из рисунка, при всех скоростях сканирования наблюдается отчетливое изменение микроструктуры на границе между разнородными материалами. При исполь-

зовании оптимального режима сплавления биметаллических образцов [20] (скорость сканирования 1300 мм/с, мощность лазерного излучения 160 Вт) для обеспечения максимальных значений механических характеристик удастся получить беспористую границу двух материалов в биметалле (рис. 2в, г).

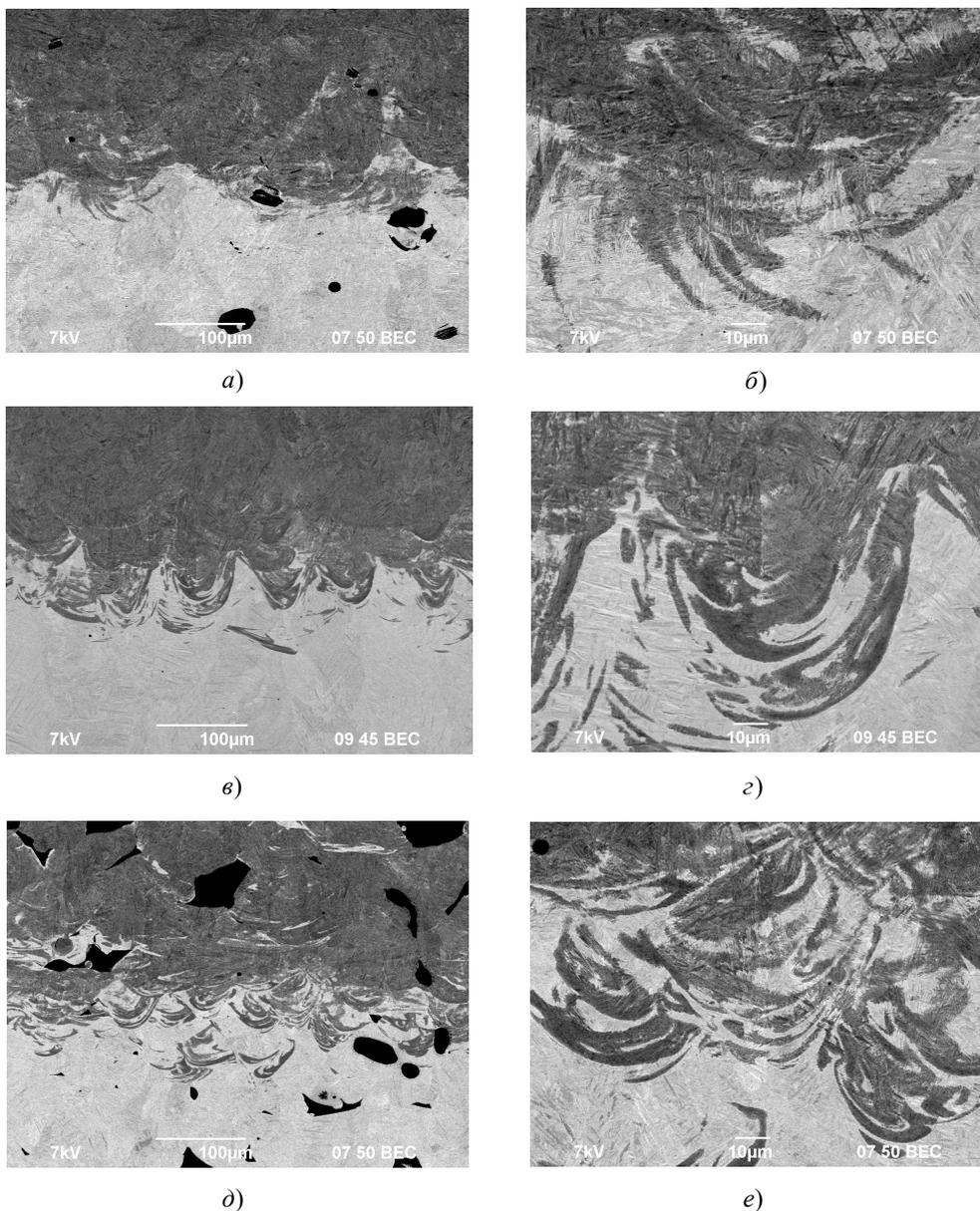


Рис. 2. РЭМ-изображения области соединения разнородных материалов в ПЛС-образце биметалла при варьировании скорости сканирования:
а, б – 600 мм/с; *в, г* – 1300 мм/с; *д, е* – 2800 мм/с

На рис. 3 приведены типичные изображения области соединения двух материалов в биметалле при варьировании мощности лазерного излучения в интервале 100–310 Вт при фиксированной скорости сканирования 1800 мм/с. Как видно из

рисунка, при всех значениях мощности излучения наблюдается отчетливое изменение микроструктуры на границе между разнородными материалами. При мощности лазерного излучения 310 Вт (рис. 3д, е) наблюдается минимальная пористость на границе двух материалов в биметалле.

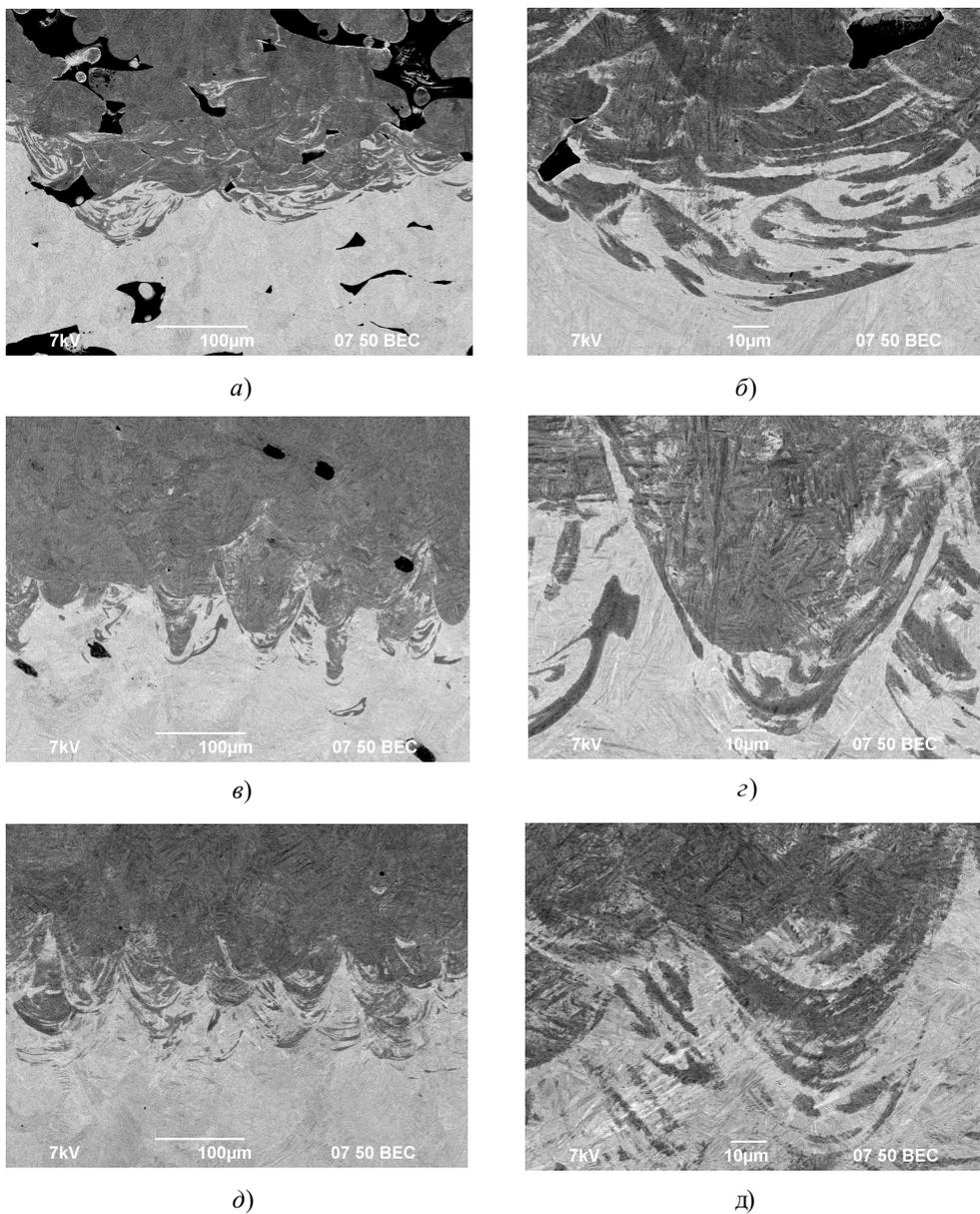


Рис. 3. РЭМ-изображения области соединения разнородных материалов ПЛС-образца биметалла при варьировании мощности лазерного излучения:
a, б – 100 Вт; *в, г* – 190 Вт; *д, е* – 310 Вт

Проведены исследования распределения концентрации алюминия в биметалле вдоль линии, ортогональной границе сплавления отдельных компонентов, с использованием методов энергодисперсионного микроанализа растровой электронной

микроскопии (ЭДМ РЭМ) и методов наноиндентирования. Результаты исследования представлены на рис. 4 (мощность лазерного излучения 160 Вт) и рис. 5 (скорость сканирования 1800 мм/с). Концентрация 6,4% соответствует концентрации Al в сплаве Ti6Al4V, концентрация, близкая к нулю, – в нелегированном титане. Как видно из рисунка, все зависимости концентрации Al от расстояния до границы соединения двух материалов имеют схожий характер: можно выделить стадию слабого уменьшения концентрации и стадию интенсивного уменьшения концентрации (рис. 4а и 5а). Величина нанотвердости в переходной области монотонно уменьшается от средних значений 5,2 ГПа, характерных для сплава Ti6Al4V, до средних значений 3,8 ГПа, характерных для нелегированного титана (рис. 4б и 5б).

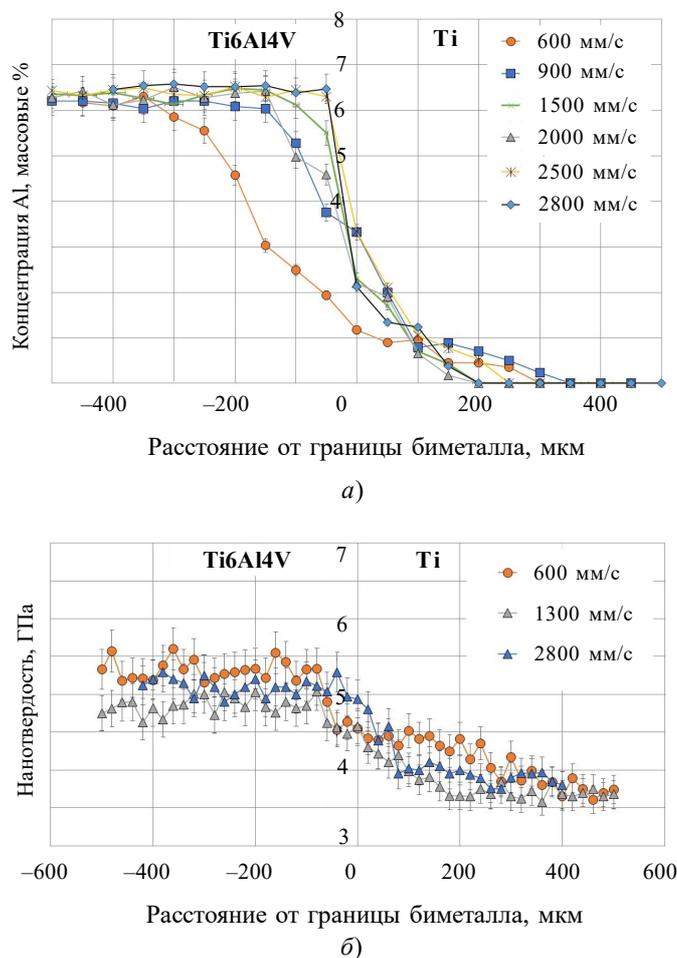


Рис. 4. Распределение концентрации алюминия (а) и нанотвердости (б) в области соединения биметалла при варьировании скорости сканирования

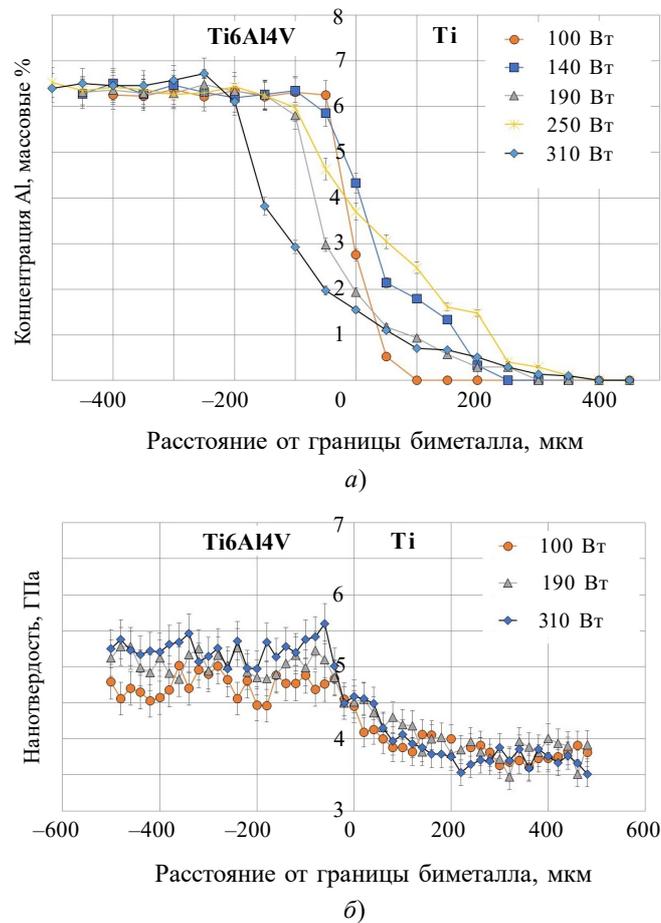


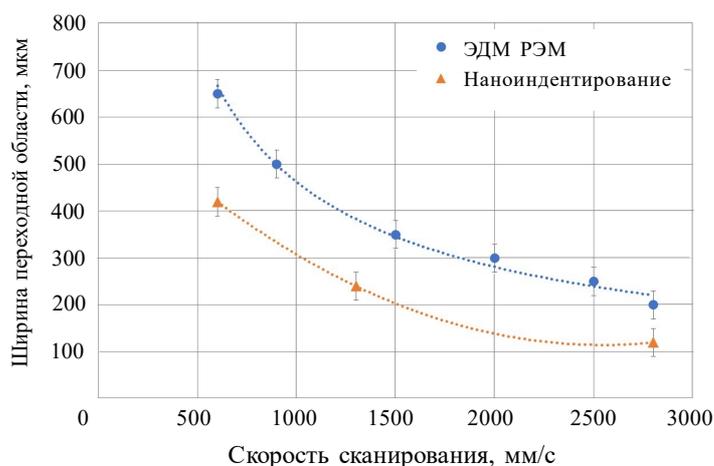
Рис. 5. Распределение концентрации алюминия (а) и нанотвердости (б) в области соединения биметалла при варировании мощности лазерного излучения

Анализ и обсуждение результатов

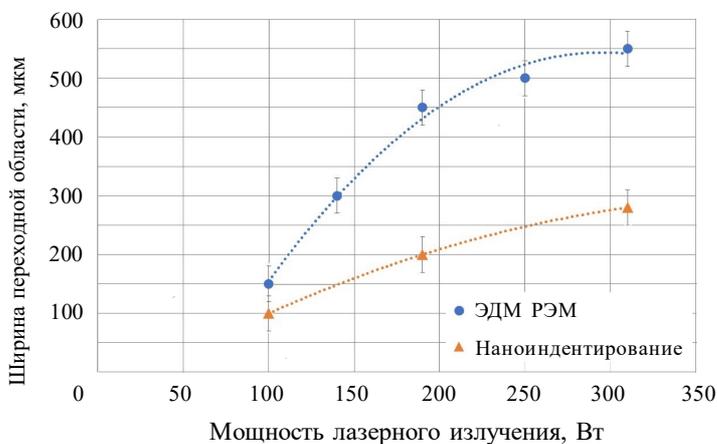
Одной из важных задач исследования является определение минимальной толщины внешнего слоя нелегированного титана, необходимой для обеспечения биосовместимости эндопротеза, то есть минимальной толщины слоя нелегированного титана, который мог бы препятствовать проникновению содержащихся в сплаве Ti6Al4V алюминия и ванадия в живые ткани.

На основе анализа распределений нанотвердости и концентрации алюминия в направлении, перпендикулярном границе соединения двух материалов в биметалле (см. рис. 4, 5), построены зависимости ширины переходной области биметалла от скорости сканирования при мощности лазерного излучения 160 Вт (рис. 6а) и мощности лазерного излучения при скорости сканирования 1800 мм/с (рис. 6б). Наблюдается степенной рост зависимости ширины переходной области при уменьшении скорости сканирования. При увеличении мощности лазерного излучения происходит интенсивный рост ширины переходной области. Минимальная ширина переходной области, определенная с помощью метода наноиндентирования, составляет 100 мкм и наблюдается при мощности лазерного излучения 100 Вт и скорости сканирования 1800 мм/с.

Максимальная ширина переходной области составляет 420 мкм и наблюдается при скорости сканирования 600 мм/с и мощности лазерного излучения 160 Вт. Как видно из рис. 6а и 6б, ширина переходной области, определенная с помощью методов ЭДМ РЭМ, во всех диапазонах скоростей сканирования и мощностей лазерного излучения превосходит ширину переходной области, определенную с помощью методов наноиндентирования, в 1,5–2 раза. Подобное отличие ширины переходной области связано с различной чувствительностью используемых методов исследования. Важно отметить, что параметры сплавления оказывают существенное влияние на ширину переходной области.



а)



б)

Рис. 6. Зависимость ширины переходной области в биметалле от скорости сканирования (а) и от мощности лазерного излучения (б)

Анализ результатов исследования влияния скорости сканирования и мощности лазерного излучения на ширину переходной области и результатов структурных исследований показывает, что максимальная толщина переходной области между нелегированным титаном и титановым сплавом Ti6Al4V составляет 650 мкм. Эта величина существенно зависит от параметров сплавления и должна быть учтена при

оптимизации режима для получения требуемых физико-механических свойств конечного медицинского изделия (эндопротез, имплантат). Толщина слоя нелегированного титана 700 мкм гарантирует отсутствие примесей алюминия и ванадия на поверхности имплантата вне зависимости от режима ПЛС.

Результаты исследования показывают, что создание нового класса медицинских материалов из биметалла на основе титанового сплава Ti6Al4V и нелегированного титана позволяет гарантировать для эндопротеза (имплантата) уникальное сочетание высоких физико-механических характеристик, биоинертности и прецизионной геометрии, обеспеченных технологией ПЛС. Создания биметаллических медицинских изделий сложной формы в процессе одной технологической операции, а также получения особой прочности соединения титанового сплава Ti6Al4V и нелегированного титана при оптимальных режимах ПЛС невозможно достичь другими методами, в том числе с использованием традиционных технологий нанесения покрытий.

Заключение

Приведены результаты исследования структуры и физико-механических свойств образцов биметалла на основе титанового сплава Ti6Al4V и нелегированного титана, полученных с использованием технологии ПЛС, и изучены характеристики переходной области биметаллических образцов. Показано, что величина нанотвердости в переходной области биметалла монотонно уменьшается от средних значений 5,2 ГПа, характерных для сплава Ti6Al4V, до средних значений 3,8 ГПа, характерных для нелегированного титана. Определена ширина переходной области биметалла с использованием методов ЭДМ РЭМ и наноиндентирования: минимальная ширина переходной области по данным ЭДМ РЭМ составляет 150 мкм (при скорости сплавления 1800 мм/с и мощности лазерного излучения 100 Вт), максимальная – 650 мкм (при скорости сплавления 600 мм/с и мощности лазерного излучения 160 Вт). Показано, что минимальная толщина слоя нелегированного титана должна составлять не менее 700 мкм, что обеспечивает гарантированное отсутствие на поверхности имплантата токсичных примесей алюминия и ванадия.

Список литературы

1. 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>.
2. Jang T.-S., Kim D., Han G., Yoon C.-B., Jung H.-D. Powder based additive manufacturing for biomedical application of titanium and its alloys: a review. *Biomedical Engineering Letters*. 2020. Vol. 10. Iss. 4. P. 505–516. <https://doi:10.1007/s13534-020-00177-2>.
3. 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. 447–460. <https://doi.org/10.32326/1814-9146-2023-85-4-447-460>.
4. Heimann R.B., Schnabelrauch M., Adel-Khattab D. et al. *Materials for Medical Application*. Berlin-Boston: Walter de Gruyter GmbH, 2020. 638 p. <https://doi.org/10.1515/9783110619249>.
5. Aufa A.N., Hassan M.Z., Ismail Z. Recent advances in Ti-6Al-4V additively manufactured by selective laser melting for biomedical implants: Prospect development. *Journal of Alloys and Compounds*. 2022. Vol. 896. Article No 163072. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2021.163072>.
6. Nicholson J.W. Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*. 2020. Vol. 2. Iss. 2. P. 100–116. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>.
7. 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. Iss. 2. P. 214–221. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-419>.

8. Pande S., Dhattrak P. Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: A review. *Materials Today: Proceedings*. 2021. Vol. 46. Iss. 1. P. 756–762. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.465>.

9. Dahman Y. *Biomaterials Science and Technology Fundamentals and Developments*. Boca Raton: CRC Press, 2019. 377 p.

10. Грязнов М.Ю., Шотин С.В., Чувильдеев В.Н., Сысоев А.Н. и др. Механические свойства нелегированного титана ВТ1-0, полученного методами послонного 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>.

11. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 1998. Vol. 243. Iss. 1-2. P. 231–236. [https://doi.org/10.1016/s0921-5093\(97\)00806-x](https://doi.org/10.1016/s0921-5093(97)00806-x).

12. Montufara E.B., Tkachenko S., Casas-Luna M. et al. Benchmarking of additive manufacturing technologies for commercially pure titanium bone-tissue-engineering scaffolds: processing-microstructure-property relationship. *Additive Manufacturing*. 2020. Vol. 36. Article No 101516. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101516>.

13. Ishimoto T., Hagihara K., Hisamoto K., Sun S.-H., Nakano T. Crystallographic texture control of beta-type Ti-15Mo-5Zr-3Al alloy by selective laser melting for the development of novel implants with a biocompatible low Young's modulus. *Scripta Materialia*. 2017. Vol. 132. P. 34–38. <https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2016.12.038>.

14. Xue R., Wang D., Tian Y., Wang J., Liu L. Zhang L. Zr-xNb-4Sn alloys with low Young's modulus and magnetic susceptibility for biomedical implants. *Progress in Natural Science: Materials International*. 2021. Vol. 31. Iss. 5. P. 772–778. <https://doi.org/10.1016/j.pnsc.2021.09.008>.

15. Chen Y., Yang W., Zhu S., Shi S. Microstructural, mechanical and in vitro biological properties of Ti6Al4V-5Cu alloy fabricated by selective laser melting. *Materials Characterization*. 2023. Vol. 200. Article No 112858. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2023.112858>.

16. Alabort E., Tang Y.T., Barba D., Reed R.C. Alloys-by-design: A low-modulus titanium alloy for additively manufactured biomedical implants. *Acta Materialia*. 2022. Vol. 229. Article No 117749. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2022.117749>.

17. Li Y., Wong C., Xiong J., Hodgson P., Wen C. Cytotoxicity of titanium and titanium alloying elements. *Journal of Dental Research*. 2010. Vol. 89. Iss. 5. P. 493–497. <https://doi.org/10.1177/0022034510363675>.

18. Bhaskar B., Rao P.S., Kasoju N., Nagarjuna V., Baadhe R.R. *Biomaterials in Tissue Engineering and Regenerative Medicine: From Basic Concepts to State of the Art Approaches*. Singapore: Springer, 2021. 589 p.

19. 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. Article No 100097. <https://doi.org/10.1016/j.mtadv.2020.100097>.

20. Грязнов М.Ю., Шотин С.В., Чувильдеев В.Н., Мурашов А.А., Семенычева А.В. Физико-механические свойства биметаллического материала на основе нелегированного титана и титанового сплава Ti6Al4V, полученного с использованием технологии послонного лазерного сплавления. *Проблемы прочности и пластичности*. 2024. Т. 86. №3. С. 371–381. <https://doi.org/10.32326/1814-9146-2024-86-3-371-381>.

References

1. 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>.

2. Jang T.-S., Kim D., Han G., Yoon C.-B., Jung H.-D. Powder based additive manufacturing for biomedical application of titanium and its alloys: a review. *Biomed. Eng. Lett.* 2020. Vol. 10. Iss. 4. P. 505–516. <https://doi.org/10.1007/s13534-020-00177-2>.

3. Gryaznov M.Yu., Shotin S.V., Chuvildeev V.N., Semenycheva A.V., Berendeev N.N. Ustalochnyye kharakteristiki titanovogo splava Ti-6Al-4V, poluchennogo s ispolzovaniem tekhnologii posloynogo 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).
4. Heimann R.B., Schnabelrauch M., Adel-Khattab D. et al. *Materials for Medical Application*. Berlin. Boston. Walter de Gruyter GmbH. 2020. 638 p. <https://doi.org/10.1515/9783110619249>.
5. Aufa A.N., Hassan M.Z., Ismail Z. Recent advances in Ti-6Al-4V additively manufactured by selective laser melting for biomedical implants: Prospect development. *J. Alloys Compd.* 2022. Vol. 896. Article No 163072. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2021.163072>.
6. Nicholson J.W. Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*. 2020. Vol. 2. Iss. 2. P. 100–116. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>.
7. 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. *Dent. Mater. J.* 2020. Vol. 39. Iss. 2. P. 214–221. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-419>.
8. Pande S., Dhattrak P. Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: A review. *Materials Today: Proceedings*. 2021. Vol. 46. Iss. 1. P. 756–762. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.465>.
9. Dahman Y. *Biomaterials Science and Technology Fundamentals and Developments*. Boca Raton. CRC Press. 2019. 377 p.
10. Gryaznov M.Yu., Shotin S.V., Chuvildeev V.N., Sysoev A.N. et al. Mekhanicheskie svoystva nelegirovannogo titana VT1-0, poluchennogo metodami posloynogo 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).
11. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater. Sci. Eng. A*. 1998. Vol. 243. Iss. 1-2. P. 231–236. [https://doi.org/10.1016/s0921-5093\(97\)00806-x](https://doi.org/10.1016/s0921-5093(97)00806-x).
12. Montufara E.B., Tkachenko S., Casas-Luna M. et al. Benchmarking of additive manufacturing technologies for commercially pure titanium bone-tissue-engineering scaffolds: processing-microstructure-property relationship. *Addit. Manuf.* 2020. Vol. 36. Article No 101516. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101516>.
13. Ishimoto T., Hagihara K., Hisamoto K., Sun S.-H., Nakano T. Crystallographic texture control of beta-type Ti-15Mo-5Zr-3Al alloy by selective laser melting for the development of novel implants with a biocompatible low Young's modulus. *Scripta Materialia*. 2017. Vol. 132. P. 34–38. <https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2016.12.038>.
14. Xue R., Wang D., Tian Y., Wang J., Liu L., Zhang L. Zr-xNb-4Sn alloys with low Young's modulus and magnetic susceptibility for biomedical implants. *Progress in Natural Science: Materials International*. 2021. Vol. 31. Iss. 5. P. 772–778. <https://doi.org/10.1016/j.pnsc.2021.09.008>.
15. Chen Y., Yang W., Zhu S., Shi S. Microstructural, mechanical and in vitro biological properties of Ti6Al4V-5Cu alloy fabricated by selective laser melting. *Mater. Charact.* 2023. Vol. 200. Article No 112858. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2023.112858>.
16. Alabort E., Tang Y.T., Barba D., Reed R.C. Alloys-by-design: A low-modulus titanium alloy for additively manufactured biomedical implants. *Acta Mater.* 2022. Vol. 229. Article No 117749. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2022.117749>.
17. Li Y., Wong C., Xiong J., Hodgson P., Wen C. Cytotoxicity of titanium and titanium alloying elements. *J. Dent. Res.* 2010. Vol. 89. Iss. 5. P. 493–497. <https://doi.org/10.1177/0022034510363675>.
18. Bhaskar B., Rao P.S., Kasaju N., Nagarjuna V., Baadhe R.R. *Biomaterials in Tissue Engineering and Regenerative Medicine: From Basic Concepts to State of the Art Approaches*. Singapore. Springer. 2021. 589 p.
19. 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. Article No 100097. <https://doi.org/10.1016/j.mtadv.2020.100097>.

20. Gryaznov M.Yu., Shotin S.V., Chuvildeev V.N., Murashov A.A., Semenycheva A.V. Fiziko-mekhanicheskie svoystva bimetallicheskogo materiala na osnove nelegirovannogo titana i titanovogo splava Ti6Al4V, poluchennogo s ispolzovaniem tekhnologii posloynogo lazernogo splavljeniya [Physical and mechanical properties of new bimetallic material based on unalloyed titanium and Ti6Al4V titanium alloy obtained by selective laser melting]. *Problemy prochnosti i plastichnosti* [Problems of Strength and Plasticity]. 2024. Vol. 86. No 3. P. 371–381 (In Russian).

**INVESTIGATION OF NANO HARDNESS AND MICROSTRUCTURE
OF BIMETAL “UNALLOYED TITANIUM – TITANIUM ALLOY Ti6Al4V”
PRODUCED BY SELECTIVE LASER MELTING***

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

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

shotin@unn.nifti.ru

Received by the Editor 2024/09/15

One of the priority directions of using additive technologies is the producing of personalized products for medicine. To solve the problem of ensuring biocompatible and high physical and mechanical characteristics, bimetallic samples based on Ti6Al4V titanium alloy and unalloyed titanium were obtained. An investigation of the structure of the zone of two materials connection using various modes of selective laser melting (SLM) by scanning electron microscopy has been carried out. It is shown that in optimal SLM modes, the joining zone of two materials does not contain defects. The distribution of aluminum concentration in bimetal along the line of the orthogonal boundary of two components was studied using methods of energy dispersive microanalysis of scanning electron microscopy and nanoindentation. It is shown that the change in the concentration of Al depending on the distance to the boundary of the joining has a two-stage character: the stages of slow and rapid changes in the concentration of Al are distinguished. The value of nanohardness in the transition zone decreases monotonously. It is shown that the width of the joining zone of the two materials significantly depends on the process parameters of technology. The SLM makes it possible to obtain a defect-free bimetallic material, a characteristic feature of which is the presence of a bioinert outer layer of unalloyed titanium and a high-strength inner part of Ti6Al4V titanium alloy. At the same time, the design of bimetallic implants should have an outer layer of unalloyed titanium with a thickness of at least 700 microns.

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).