

Список используемых источников:

1. Wei D., Koizumi Y., Chiba A., Ueki K., Ueda K., Narushima T., Tsutsumi Y., Hanawa T. Heterogeneous microstructures and corrosion resistance of biomedical Co-Cr-Mo alloy fabricated by electron beam melting (EBM) // Additive Manuf. 2018. 24. 103–114. Doi 10.1016/j.addma.2018.09.006.
2. Полема. Акционерное общество [электронный ресурс] // 2022. <http://www.polema.net> (Дата обращения: 10.04.2022).
3. Zhuravleva K., Scudino S., Khoshkhou M.S., Gebert A., Calin M., Schultz L., Eckert J. Mechanical Alloying of β -Type Ti-Nb for Biomedical Applications // Adv. Eng. Mater. 2013. 15(4). 262–266. Doi 10.1002/adem.201200117.
4. Kovalevskaya Zh.G., Sharkeev Yu.P., Khimich M.A., Korchagin M.A., Bataev V.A. Ti-Nb powder alloys in the additive technologies // Nanosci. Technol. Int. J. 2017. 8(3). 203–210. Doi 10.1615/NanoSciTechnolIntJ.v8.i3.30.
5. Khimich M.A., Ibragimov E.A., Chebodaeva V.V., Saprykin A.A., Saprykina N.A., Sharkeev Yu.P. Comparison the Preparation Methods of Powder Feedstock for Laser Powder Bed Fusion // Solid State Phenomena. 2022. 328. 63-71. Doi:10.4028/p-7tc3od.
6. Khimich M.A., Ibragimov E.A., Yakovlev V.I., Tolmachev A.I., Chebodaeva V.V., Uvarkin P.V., Saprykina N.A., Saprykin A.A., Sharkeev Yu.P. Structure and Phase Composition of Additive Co-Cr-Mo Alloy Affected by the Duration of Mechanical Alloying the Composite Powder // AIP Conference Proceedings. 2022. 2509, 020104. Doi: <https://doi.org/10.1063/5.0084867>.
7. Khimich M.A., Ibragimov E.A., Tolmachev A.I., Chebodaeva V.V., Uvarkin P.V., Saprykina N.A., Saprykin A.A., Sharkeev Yu.P. Influence of thermal treatment duration on structure and phase composition of additive Co-Cr-Mo alloy samples // Letters on Materials. 2022. 12(1). 43-48. Doi: <https://doi.org/10.22226/2410-3535-2022-1-43-48>.
8. Polozov I, Sufiiarov V., Popovich A., Masaylo D., Grigoriev A. Synthesis of Ti-5Al, Ti-6Al-7Nb, and Ti-22Al-25Nb alloys from elemental powders using powder-bed fusion additive manufacturing // J. Alloy. Compd. 2018. 763. 436–445. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2018.05.325>

**Порошковый материал для селективного лазерного сплавления
медицинского сплава**

*М.А. Химич^{1,2,a}, к.т.н., м.н.с., Е.А. Ибрагимов³, к.т.н., ст. преподаватель,
А.А. Сапрыкин⁴, студент*

*¹Институт физики прочности и материаловедения
Сибирского отделения Российской академии наук,
634055, Томская обл., г. Томск, пр. Академический, 2/4*

*²Национальный исследовательский Томский государственный университет,
634050, Томская обл., г. Томск, пр. Ленина, 36*

*³Юргинский технологический институт (филиал) Национального исследовательского
Томского политехнического университета,
652055, Кемеровская обл., г. Юрга, ул. Ленинградская, 26*

*⁴Новосибирский государственный технический университет,
630073, Новосибирская область, г. Новосибирск, пр. К. Маркса, 20
E-mail: ^akhimich@ispms.ru*

Аннотация. Описаны результаты поискового эксперимента по формированию 3D-объектов селективным лазерным сплавлением из некоммерческого порошка. Порошок для 3D-печати был получен многократным просеиванием элементных порошков *Fe*, *Ti* и *Cu*. Получен пористый 3D-образец с локальными участками повышенных концентраций *Ti* и *Cu*. Использованный порошок может быть применен для проведения дальнейших экспериментов по формированию 3D-объектов селективным лазерным сплавлением.

Ключевые слова: 3D-сплавы, медицинские сплавы, селективное лазерное сплавление, некоммерческий порошок.

Abstract. Searching experiment results connected with the formation of 3D-objects by laser powder bed fusion from non-commercial powder are described. Powder for 3D-printing was produced by multiple sieving of elemental Fe, Ti and Cu powders. Porous 3D-sample with local areas of increased Ti and Cu con-

centrations was produced. Applied powder could be used for subsequent experiments connected with the formation of 3D-objects by laser powder bed fusion.

Keywords: 3D-alloys, alloys for medicine, laser powder bed fusion, non-commercial powder.

Наиболее распространенным металлическим материалом, используемым в имплантации, является титан и его сплавы, имеющие ряд недостатков, таких как низкая прочность и коррозионная стойкость, слишком высокие значения модуля упругости, содержание элементов, токсичных для организма, а также малая пластичность [1,2]. Известны разные способы повышения физико-механических свойств *Ti*-сплавов: формирование ультрамелкозернистой и наноразмерной зеренной структуры, формирование многокомпонентных сплавов со стабилизированной β -фазой [3,4]. Железо – стабилизатор β -фазы в *Ti*. Добавление Fe в состав *Ti*-сплава приводит к уменьшению размеров зерна, росту доли β -фазы, увеличению коррозионной стойкости, твердости и предела прочности на разрыв, а также снижению модуля упругости [5]. С увеличением концентрации Fe в *Ti-Fe* сплавах растёт и сопротивление коррозии [6], а добавка титана к железу увеличивает предел текучести и измельчает размер зерна.

Для снижения рисков возникновения инфекции при имплантации, используются модификации состава сплава, которые обеспечивают антибактериальный эффект, например – медью. В человеческом организме медь необходима для усвоения железа. В [7] описано формирование СЛС промежуточного слоя из *Cu*-сплава между слоями титана и нержавеющей стали с целью предотвращения формирования интерметаллидных фаз *Ti-Fe*.

На сегодняшний день предпринимаются попытки формирования *Ti*-сплавов со стабилизированной β -фазой без токсичных компонентов путем применения аддитивных технологий, которые призваны снизить количество расходуемого материала [8]. Аддитивные технологии, в частности, селективное лазерное сплавление (СЛС), получили широкое применение в области создания изделий для имплантации. Благодаря своим технологическим особенностям СЛС позволяет формировать многокомпонентные сплавы, имеющие требуемый уникальный комплекс физико-механических свойств. Однако, при формировании систем сплавов, еще не получивших широкое применение, методом СЛС, например, *Ti-Fe-Cu*, возникает проблема поиска порошкового материала, который был бы пригоден для подобного использования.

Известны работы, в которых в качестве сырьевого материала для СЛС использовались смеси элементных порошков, полученные механическим перемешиванием, активацией, легированием или просеиванием [9]. Использование порошков несферической формы, безусловно, вносит свой вклад в получаемые 3D-объекты, их свойства и структуру, однако, корректно подобранные режимы СЛС позволяют сформировать изделия, не уступающие по своим свойствам объектам, полученным из коммерческих сферических порошков.

В настоящей работе в качестве исходных материалов использовались порошки технически чистых титана, железа и меди. Частицы порошка титана имели неправильную форму (рис. 1а). Их размер не превышал 80 мкм, а фазовый состав был представлен фазой α -*Ti*. Порошок железа состоял из крупных агломератов, размер которых варьировался в пределах 20-200 мкм (рис. 1б). Фазовый состав был представлен α -*Fe*. Частицы порошка меди имели вытянутую неправильную форму с развитой морфологией (рис. 1в). Их больший размер не превышал 150 мкм, а меньший – 50 мкм. Фазовый состав был представлен единственной фазой – *Cu*. Путем многократного просеивания указанных порошков была получена механическая смесь, которая использовалась при СЛС.

СЛС осуществлялось на установке ВАРИСКАФ-100МВС. Мощность лазера составила 100 Вт, шаг сканирования – 100 мкм, скорость сканирования – 400 мм/с. СЛС осуществлялось в предварительно вакуумированной камере, заполненной аргоном. Т.к. проведенный эксперимент носил поисковый характер, требовалось максимально снизить затраты на расходные материалы, в связи с чем в качестве материала основы был выбран порошок железа, как имеющий самую низкую стоимость. Титан и медь брались в равных количествах – 5 мас. %.

Как можно видеть на рисунке 1 г, в сформированном СЛС-образце присутствуют поры (пористость 15 об. %), наличие которых не является недостатком, т.к. развитая пористость является одним из требований, предъявляемых к материалам для имплантации. В объеме образца встречаются локальные участки с повышенными концентрациями титана и меди, что связано с неравномерным распределением компонентов в исходном порошковом материале. Для формирования 3D-объекта с равномерным распределением компонентов требуется предварительная обработка порошкового материала, а для изменения пористости – варьирование параметров СЛС.

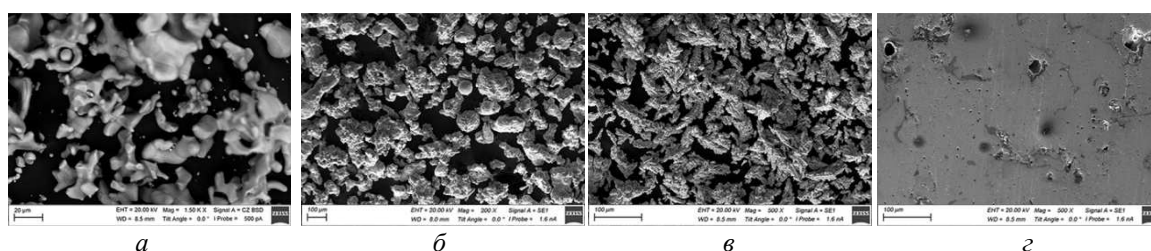


Рис. 1. РЭМ-изображения исходных порошков титана (а), железа (б), меди (в) и поверхности СЛС-образца (г)

Заключение

Из элементарных порошков Fe, Ti и Cu был получен порошковый материал, использованный в СЛС. Сформированный 3D-объект имел неоднородный элементный состав и развитую пористость. Для формирования 3D-объекта с равномерным распределением компонентов требуется предварительная обработка порошкового материала, а для изменения пористости – варьирование параметров СЛС.

Работа проведена в рамках выполнения Гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук и докторов, грант № МК-4486.2022.4.

Благодарности. Авторы выражают благодарность к.т.н. А.А. Сапрыкину и д.ф.-м.н. профессору Ю.П. Шаркееву.

Список используемых источников:

1. Elias C.N., Lima J.H.C., Valiev R. et al. Biomedical applications of titanium and its alloys // JOM. 2008. 60. 46–49. Doi: <https://doi.org/10.1007/s11837-008-0031-1>.
2. He G., Lo W., Eckert J.. In situ formed Ti-Cu-Ni-Sn-Ta nanostructure-dendrite composite with large plasticity // Acta Materialia. 2003. 51. 5223-5234. Doi: 10.1016/S1359-6454(03)00386-0.
3. Zhou Y.L., Niinomi M., Akahori T., Fukui H., Toda H. Corrosion resistance and biocompatibility of Ti-Ta alloys for biomedical applications // Materials Science and Engineering A. 2005. 398. 28–36. Doi: 10.1016/j.msea.2005.03.032.
4. Niinomi M. Fatigue performance and cyto-toxicity of low rigidity titanium alloy, Ti-29Nb-13Ta- 4.6Zr // Biomaterials. 2003. 24. 2673–2683. Doi: 10.1016/S0142-9612(03)00069-3.
5. Qi P., Li B., Wang T., Zhou L., Nie Z.. Microstructure and properties of a novel ternary Ti-6Zr-xFe alloy for biomedical applications // Journal of Alloys and Compounds. 2021. 854. 157119. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2020.157119>.
6. Niu J., Guo Y., Li K., Liu W., Dan Z., Sun Z., Chang H., Zhou L. Improved mechanical, bio-corrosion properties and in vitro cell responses of Ti-Fe alloys as candidate dental implants // Materials Science & Engineering C. 2021. 122. 111917. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2021.111917>.
7. Tey C.T., Tan X., Leong Sing S., Yeong W.Y. Additive manufacturing of multiple materials by selective laser melting: Ti alloy to stainless steel via a Cu-alloy interlayer // Additive Manufacturing. 2020. 31. 100970. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.100970>.
8. Aydogmus T., Kareem D., Palani H., Kelen F. Processing of porous β -type Ti74Nb26 alloys for biomedical applications // Journal of Alloys and Compounds 2021. 872. 159737. Doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2021.159737>.
9. Polozov I, Sufiiarov V., Popovich A., Masaylo D., Grigoriev A. Synthesis of Ti-5Al, Ti-6Al-7Nb, and Ti-22Al-25Nb alloys from elemental powders using powder-bed fusion additive manufacturing // J. Alloy. Compd. 2018. 763. 436–445. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2018.05.325>