

**ПОЛУЧЕНИЕ НОВОГО Ti-35Nb-7Zr-5Ta СПЛАВА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОННО-ЛУЧЕВОГО  
ПЛАВЛЕНИЯ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ**

О.И. Мишукова, Д.А. Храпов, М.А. Сурменева

Научный руководитель: к.ф.-м.н. Р.А. Сурменев

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: [oksana\\_mishukova@mail.ru](mailto:oksana_mishukova@mail.ru)

**NEW Ti-35Nb-7Zr-5Ta ALLOY PRODUCED USING ELECTRON-BEAM MELTING FOR  
MEDICAL APPLICATION**

O.I. Mishukova, D.A. Khrapov, M.A. Surmeneva

Scientific Supervisor: Dr. R.A. Surmenev

Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: [oksana\\_mishukova@mail.ru](mailto:oksana_mishukova@mail.ru)

***Abstract.** The wide application of metals and their alloys at medicine for bone regeneration is associated with ability of the metal to bear different continual and variable mechanical loadings for long time. The most relevant problem of a popular Ti-alloy Ti-6Al-4V is high value of Young's module. New alloy on the base of Ti, Zr, Nb and Ta may be a good replacement of Ti-6Al-4V. Reasoning from literature data it is the first time samples have been made using with electron beam melting method (EBM). Structure of the samples was studied by scanning electron microscopy method (SEM) and X-rays diffraction (XRD). The fabrication conditions allowed to form a homogeneous  $\beta$ -solid solution in the alloy.*

**Введение.** Широкое применение металлов и сплавов в медицине для костной регенерации обусловлено их способностью выдерживать постоянные и переменные механические нагрузки продолжительный период времени [1]. Среди металлов, применяющихся в данной области, титан занимает особое место; его относительно низкая плотность, механические свойства, нетоксичность и хорошая биосовместимость делают его самым популярным компонентом сплавов регенеративной медицины на сегодняшний день. Для стабилизации  $\alpha$ - и  $\beta$ -фаз титана, а также изменения механических и коррозионных характеристик используют различные легирующие добавки [2]. Оптимальными свойствами обладает сплав Ti-6Al-4Al, в настоящее время повсеместно применяемый для изготовления имплантатов. Однако, модуль Юнга Ti-6Al-4V (~ 110 ГПа) существенно выше, чем у кости (~ 10...40 ГПа), что является причиной деградации костной ткани – так называемой резорбции [1-3]. Еще одним недостатком данного сплава является токсичное воздействие на здоровье человека ванадия и связь алюминия с заболеванием Альцгеймера [4].

В настоящее время исследователи концентрируют свое внимание на новом поколении сплавов на основе титана, не содержащих токсичных элементов. Сплав Ti-35Nb-7Zr-5Ta (TNZT) может стать кандидатом для замены Ti-6Al-4Al. Исследования показывают [1-2, 4], что сплав отличается исключительными механическими свойствами: низким модулем упругости – 48...65 ГПа [1], что

является рекордно низким значением для титанового сплава, лучшими коррозионными свойствами, отличной биосовместимостью.

Наиболее перспективными методами изготовления металлических имплантатов являются методы аддитивных технологий [5]. В их основе лежит послойное изготовление изделия [6]. Методы, наиболее часто применяемые в настоящее время – лазерное спекание и электронно-лучевое плавление. Существуют исследования получения монокристаллических и сетчатых структур из TNZT методом лазерного спекания. Однако, упоминаний получения сплава TNZT методом электронно-лучевого плавления в литературе найдено не было. Целью данной работы являлось изучение возможности использования метода лучевого плавления для получения новых сплавов TNZT и оценка его структуры и фазового состава

**Материалы и методы исследования.** Образцы были изготовлены методом электронно-лучевого плавления (Electron Beam Melting, EBM) на аппарате ARCAM EBM A2 (Arcam AB, Швеция). Исходным материалом для изготовления модельных образцов служил порошок TNZT указанного ранее состава с размером частиц ~ 100 мкм.

Предварительно каждый слой проходил процедуру предварительного спекания для предотвращения распространения частиц порошка металла в вакуумной камере. При проведении процесса EBM каждый слой делился на две области – контур и внутренняя область. Сначала происходило изготовление контура, затем – внутренней области. Процесс проводился в вакууме. После охлаждения детали переносились в камеру продувки для удаления оставшегося полуспеченного порошка [6]. Режим сплавления подбирался вручную с использованием имеющихся литературных данных о сплаве TNZT. Образцы в первую очередь анализировались визуально на целостность. Фазовый состав определен методом рентгенофазового анализа (РФА). Структура полученных изделий была изучена методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ).

**Результаты.** Дифрактограммы образцов и порошка представлены на рис. 1. Фазовый состав образца полностью представлен низкоэнергетической  $\beta$ -фазой титана с кубической объемно-центрированной кристаллической решеткой, как и порошок. Для образца был рассчитан  $a$  параметр ОЦК решетки, который имеет значения 3,2960 Å. Размер ОКР и микронапряжения составляют 25 нм и 0,003.

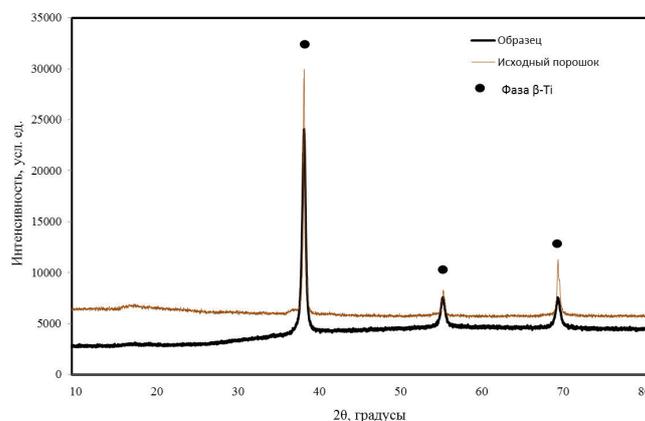


Рис.1. Дифрактограммы образца и исходного порошка

В работе использовался порошок TNZT, который был получен компанией Tosch (США). Согласно спецификации частицы порошка, имеют размер <150 мкм. Согласно СЭМ изображению порошка на

рис.2 в порошке присутствует большое количество мелкой фракции, в результате чего порошок демонстрирует низкие показатели текучести. Полученный образец имеет выраженную слоистую структуру, что свидетельствует о плохом сцеплении слоев между собой (Рис. 2). Это может быть связано с большим диапазоном размеров частиц исходного порошка и теплопроводных свойств сплава TNZT.

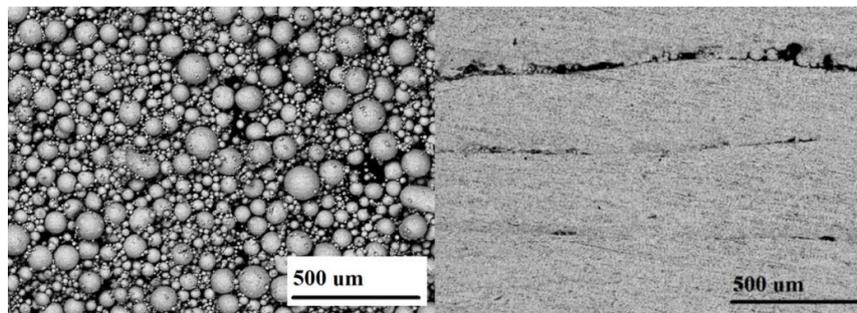


Рис.2. СЭМ изображения исходного порошка и полученных образцов TNZT

**Заключение.** В результате проведенных исследований впервые были получены образцы TNZT сплава методом для медицинского применения. Были подобраны режимы, которые позволили сформировать в сплаве состояние гомогенного  $\beta$ -твердого раствора. Однако, выявлено наличие слоистой структуры. В дальнейших исследованиях планируется оптимизация режимов электронно-лучевого сплавления, проведение коррозионных и клеточных испытаний, а также пробное изготовление сетчатых образцов.

Исследование выполнено при поддержке грантов РФФИ No. 15-13-00043. Авторы выражают благодарность профессору Андрею Коптюгу за помощь в получении образцов и компании Tosch (США) за предоставленный порошок.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Sowa M., Parafiniuk M., Mouzelo C. M.S., etc. (2019). DC plasma electrolytic oxidation treatment of gum metal for dental implants [Electronic version]. *Electrochimica Acta*, no. 302, pp. 10–20.
2. Niinomi M. (2002). Recent metallic materials for biomedical applications [Electronic version]. *Metallurgical and Materials Transactions*, no.33, pp. 477–486.
3. Banerjee R., Nag S., Samuel S., Fraser H.L. (2006). Laser-deposited Ti-Nb-Zr-Ta orthopedic alloys [Electronic version]. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, no. 78, pp. 298– 305.
4. Daudt N.F., Hackemüller F.J., Bram M. (2019). Manufacturing of Ti-10Nb based metal sheets by tape casting [Electronic version]. *Materials Letters*, no. 237, pp. 161–164.
5. Ahmadi S.M., Hedayati R., Ashok Kumar Jain R.K., Li Y., Leeftang S., Zadpoor A.A. (2017). Effects of laser processing parameters on the mechanical properties, topology, and microstructure of additively manufactured porous metallic biomaterials: A vector-based approach [Electronic version]. *Materials and Design*, no. 134, pp. 234–243.
6. Singh S., Ramakrishna S., Singh R. (2017). Material issues in additive manufacturing: A review [Electronic version]. *Journal of Manufacturing Processes*, no. 25, pp. 185–200.