

УДК 669-1

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНЫХ РЕЖИМОВ ФОРМИРОВАНИЯ Ti-42Nb СПЛАВА
МЕТОДОМ ПОСЛОЙНОГО ЭЛЕКТРОННО-ЛУЧЕВОГО ПЛАВЛЕНИЯ**

М. Козадаева, И.Ю. Грубова

Научный руководитель: к.ф.-м.н. М. А. Сурменева

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

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

E-mail: mariakoz71@gmail.com

**THE OPTIMAL PARAMETERS DETERMINATION FOR THE FORMATION Ti-42Nb ALLOY BY
ELECTRON BEAM MELTING MANUFACTURING**

M. Kozadayeva, I.Y. Grubova

Scientific Supervisor: PhD. M.A. Surmeneva

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

E-mail: mariakoz71@gmail.com

Abstract. Additive Manufacturing (AM) techniques allows producing metal implants with the suitable porosity, size and geometric design in a shorter time period. Titanium and its alloys have been widely used as biomedical materials for segmental bone reconstruction due to their good mechanical and biological properties. In order to decrease elastic modulus Nb is used as β -stabilizing element in titanium alloys. However, due to the EBM technology to be sophisticated the process parameters of production must be carefully selected. In this study several types of Ti-42 wt.% Nb samples were EBM-manufactured and investigated.

Введение. Создание и внедрение имплантатов, способных замещать или восстанавливать дефекты костной ткани, является актуальной проблемой мультидисциплинарных исследований. Использование аддитивных технологий, в частности метода электронно-лучевой плавки, для производства изделий для медицины позволяет создавать из металла конструкции сложных форм с системой взаимосвязанных пор в более короткие сроки [1].

Механическая совместимость металлических конструкций и кости является важнейшим фактором, влияющим на эффективность имплантации. Механические свойства каркаса должны быть максимально близки к таковым у окружающей его костной ткани. Любое снижение жесткости имплантата за счет использования материала с более низким модулем Юнга обязательно вызовет перераспределение напряжений кости [2], минимизируя, таким образом, экранирующие эффекты и продлевая срок службы имплантата. Добавление ниобия позволяет снизить модуль упругости сплава, путем стабилизации β -фазы [3]. ЭЛП является сложным технологическим процессом. Поэтому в настоящее время режимы получения высококачественных изделий подобраны лишь для ограниченного числа сплавов. В настоящей работе проведена отработка режимов печати для титанового сплава с содержанием ниобия 42 вес. % (Ti-42Nb) и подобраны оптимальные параметры.

Экспериментальная часть. Исходным материалом был выбран порошок титана с содержанием ниобия 42 вес. % (Ti-42Nb) AMtrinsic® производителя TANIOBIS GmbH, Германия, полученный

методом распыления. Образцы были получены на установке для послойного ЭЛП ARCAM A2 EE-PBF (GE Additive, Швеция) с изменением тока, скорости и энергии печати. Процесс проводился при температуре 725-750 °С в вакууме. Заданная толщина слоя составила 100 мкм. Было отработано 49 режимов для изготовления монолитных образцов сплава размером 15×15×15 мм. Поверхностная энергия пучка менялась в диапазоне 2,40-5,15 Дж/мм², скорость сканирования – 300-2000 мм/с. Для оптических исследований использовалась установка NT MDT (Россия) с установленным объективом 10х. Исследование фазового состава образцов проводилось на дифрактометре XRD-6000, Shimadzu, Япония.

Результаты. Исходя из полученных результатов оптических исследований, было определено окно технологических параметров для послойного ЭЛП сплава Ti-42Nb, а также построена зависимость влияния параметров печати на формирование разных типов дефектов в объёме и на поверхности образцов. Режимы с малым током пучка 3,5 мА и скоростями сканирования 700 и 900 мм/с характеризовались большей долей несплавленных дефектов (крупных пор с нерасплавленными или не полностью расплавленными частицами порошка [4], разбросанными по направлению печати), а также в виде не проплавленных областей около границы слоёв. Повышение скорости сканирования приводит к образованию неглубоких ванн расплава, оставляя длинные области не полностью расплавленного порошка, что также подтверждается высокой пористостью 17,4 % и 21,7 % образцов, изготовленных при скорости сканирования 700 мм/с и 900 мм/с, соответственно. Сочетание высоких значений скорости сканирования и тока пучка приводит к образованию аналогичных дефектов. Однако из-за более глубокого проникновения пучка в металл под слоем порошка возможно образование крупных и сферических пор внутри слоя. Образцы с максимальным током и скоростью сканирования – 5 мА, 800 мм/с, 5 мА, 900 мм/с и 7,5 мА, 900 мм/с – имеют пористость 12,0 %, 13,9 % и 8,8 % соответственно. Кроме того, в других исследованиях образцы с высокой мощностью пучка и скоростью сканирования демонстрируют так называемое «комкование» [5].

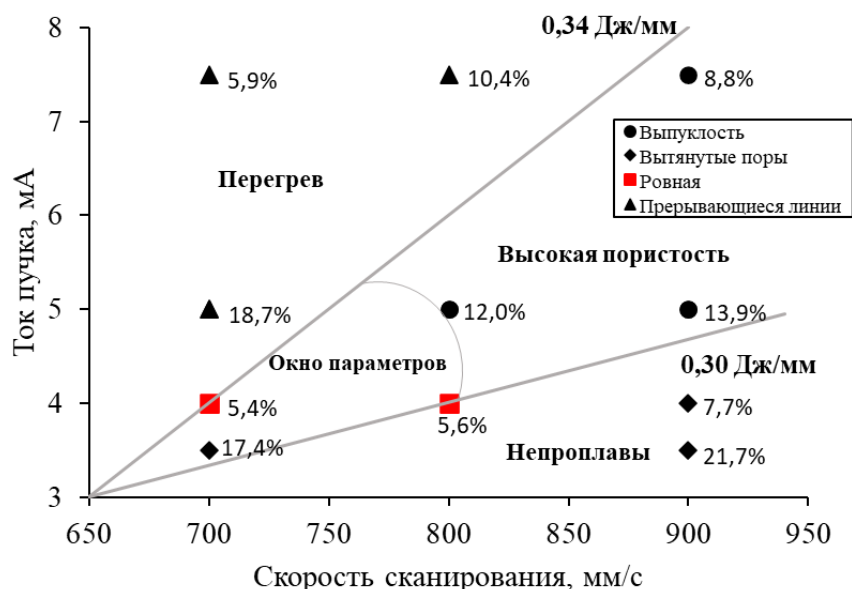


Рис. 1. Окно параметров для сплава Ti-42Nb

Наиболее удачными являются образцы, полученные при токе пучка 4 мА. При скоростях сканирования 700 и 800 мм/с они показали наименьшую пористость 5,4 и 5,6 %. Такое сочетание

параметров при среднем токе и низкой скорости сканирования привело к практически полному сплавлению металла. При малой скорости сканирования (700 мм/с) ток пучка 5 и 7,5 мА приводит к выделению избыточной локальной тепловой энергии, что приводит к образованию в образцах пор типа «замочная скважина». Недавние исследования характеристик ванны расплава показывают, что такие поры могут образовываться в результате испарения низкоплавких элементов сплава [5]. Из-за высокой скорости охлаждения и высокой вязкости металла в ванне расплава газ не может выйти со дна ванны расплава. Пористость образцов, изготовленных в режимах 5 и 7,5 мА 700 мм/с, составляет 18,7 % и 5,9 %, а при режиме 7,5 мА, 800 мм/с – 10,4 %.

Анализ РФА показал наличие β -фазы, а также мартенситной α'' -фазы. Особенно образцы, полученные в режимах 4 и 7,5 мА 700 мм/с. Согласно авторам [6], небольшое количество данной фазы в β -сплавах приводит к улучшению механических свойств.

Заключение. В результате работы были исследованы образцы сплава Ti-42Nb, полученные методом послойного ЭЛП в различных режимах. Подбранное окно параметров включает в себя всего два режима – 4 мА 700 мм/с и 4 мА 800 мм/с, что может указывать на термическую неустойчивость сплава. Данные режимы позволяют получить монолитные образцы с низкой пористостью, равномерным составом, состоящий в основном из зерен β -фазы, между которыми наблюдается небольшое количество мартенсита, который улучшает механические свойства. Используя полученные данные возможно получать пористые гироидные каркасы из данных сплавов для применения в медицине.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 20-73-10223.

1. СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Niinomi M. Wear Characteristics of Surface Oxidation Treated New Biomedical Beta-Type Titanium Alloy in Simulated Body Environment // Tesu-to-Hagane. – 2002. – Vol. 88(9). – P. 567-574.
2. Ryan G., Pandit A., Apatsidis D.P. Fabrication methods of porous metals for use in orthopedic applications // Biomaterials. – 2006. – Vol. 27. – P. 2651–2670.
3. Fischer M., Joguet D., Robin G. In situ elaboration of a binary Ti–26Nb alloy by selective laser melting of elemental titanium and niobium mixed powders // Mater Sci Eng C. – 2016. – Vol. 62. – P. 852-859.
4. Motyka M. et al. Phase Transformations and Characterization of $\alpha + \beta$ Titanium Alloys // Comprehensive Materials Processing. Elsevier Ltd. – 2014. – Vol. 2. – P. 7–36.
5. Cao S. et al. Review of laser powder bed fusion (LPBF) fabricated Ti-6Al-4V: process, post-process treatment, microstructure, and property // Light: Advanced Manufacturing. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences. – 2021. – Vol. 2, № 2. – P. 1.
6. Surmeneva M.A., Khrapov D., Koptuyug A. In situ synthesis of a binary Ti–10 at % Nb alloy by electron beam melting using a mixture of elemental niobium and titanium powders // Journal of Materials Processing Technology. – 2020. – Vol. 282. – P. 116646.