

ВЫБОР НАПРАВЛЕНИЙ ИССЛЕДОВАНИЙ МЕТОДОВ СОЗДАНИЯ БИОИНЕРТНЫХ СПЛАВОВ С НИЗКИМ МОДУЛЕМ УПРУГОСТИ ПЕРВОГО РОДА

Филяков А.Д., Романов Д.А., Соснин К.В.

*Сибирский государственный индустриальный университет, Новокузнецк,
Россия, filyakov.1999@mail.ru*

Применение искусственных биоматериалов происходит повсеместно. Одним из наиболее применяемых искусственных биоматериалов является титан, в виду хорошей биосовместимости, однако основным недостатком чистого титана и сплавов, основанных на нем является высокий модуль Юнга. Альтернативой могут служить сплавы титана ($\alpha+\beta$)-структуры. Применение традиционных способов производства по отношению к рассматриваемым сплавам затруднительно из-за большой разницы в температуре плавления и удельном весе компонентов. Решением данной проблемы может стать использование методов порошковой металлургии. Однако у них тоже есть ряд особенностей.

Применение искусственных биоматериалов становится жизненно необходимым вследствие их особенного влияния на качество и продолжительность жизни человека. В связи с этим современный искусственный биоматериал, используемый для создания имплантатов, должен соответствовать таким свойствами, как: отсутствие нежелательных химических реакций с тканями и межтканевыми жидкостями, отсутствие коррозии в среде организма человека; механическая прочность, близкая к прочности кости, трещиностойкость, износостойкость и отсутствие следов абразивного износа; отсутствие реакций со стороны иммунной системы организма, стимулирование процесса образования костной ткани (остеосинтеза); наличие пор определенного размера на поверхности имплантата, необходимых для прорастания костной ткани в имплантат [1].

В России из-за хорошей биосовместимости, высокой удельной прочности, отличной коррозионной стойкости и более низких модулей упругости по сравнению с нержавеющей сталью и Co-Cr-Mo в качестве типичных материалов для имплантатов выступают технически чистый титан BT1-0, а также титановые сплавы Ti-4Al-6V (BT 6), Ti-2.5Al-5Mo-5V (BT 16), а также их аналоги иностранного производства. Несмотря на обширную область применения их в медицине весьма обширна: зубные протезы, имплантаты бедренного и коленного суставов, скрепки, гвозди, шурупы, пластины [1], основной проблемой имплантатов, созданных с применением рассмотренных выше материалов, является высокий модуль Юнга (более 100 ГПа). В связи с этим основная часть механической нагрузки распределяется на кости [2], что приводит к их износу и разрушению.

Альтернативой существующим биоматериалам могут стать мартенситные метастабильные сплавы титана ($\alpha+\beta$)-структуры, имеющие меньший модуль упругости. Примерами таких сплавов могут служить Ti-35Nb-7Zr-5Ta, Ti-24Nb-4Zr-8Sn, Ti-Nb и прочие. Получение таких сплавов возможно благодаря способности Ti к аллотропным превращениям при 882,3 °С. Ниже этой температуры он имеет гексагональную плотноупакованную решетку, также называемую α -фазой, а выше – объемно-центрированную кубическую решетку, именуемую β -фазой. Добавление легирующих элементов в сплавах может оказывать значительное влияние на фазовый состав и механические свойства сплавов на основе Ti. Уменьшение модуля Юнга связано с β -стабилизирующими элементами, которые нарушают и уменьшают силу склеивания решетки за счет расширения объема элементарной ячейки [2].

Основной проблемой применения традиционных методов металлургии при создании титановых сплавов с низким модулем Юнга является тугоплавкость, большая разница в температуре плавления и удельном весе его компонентов: Ti, Nb, Zr, Ta, Sn и др. Помимо этого сплавы, полученные традиционным методом, обычно имеют крупные зерна (обычно более 30-40 мкм) и химическую макросегрегацию, приводящую к плохой биосовместимости и слабым физико-техническим свойствам. Другой проблемой является трудность получения микроструктуры, состоящей из одной равноосной β -фазы. Термомеханическая обработка может быть использована для

улучшения микроструктур. Однако после таких ее разновидностей, как отжиг или закалка β -фазу можно превратить в ω , α' , α'' , причем ω -фаза не желательна, поскольку она имеет самый высокий модуль упругости, а α'' -фаза желательна только для сплавов с памятью формы. Данные особенности осложняют применение традиционных методов производства. Однако применение методов порошковой металлургии, основанных на механическом легировании порошков с последующей горячей консолидацией, позволяет нивелировать данные особенности [3].

Цель работы: рассмотрение способов создания имплантатов с пониженным модулем Юнга на основе титана методами порошковой металлургии.

Одним из методов создания имплантатов на основе биоинертных сплавов является метод высокоэнергетической электроннолучевой порошковой металлургии. Источником энергии рассматриваемой технологии служит выпущенный в атмосферу электронный пучок с энергией электронов 1,4 МэВ. Выделяемая энергия достаточная для быстрого нагрева поверхностного слоя до температуры плавления. Пучок электронов через систему выпуска попадает в атмосферу и, проходя путь до подложки, достигает диаметр ~ 1 см [4]. Электронный луч сканирует порошковый слой и создает поперечное сечение детали путем спекания свободно соединенных частиц порошка. Затем наносится новый слой порошка, и процесс повторяется до тех пор, пока не будет построена вся деталь [5]. Изменяя число наплавов и состав наносимых порошков можно менять концентрацию элементов в наплавке и толщину наплавленного слоя [3].

По аналогичному сценарию протекает метод селективного лазерного сплавления. Обычно рассматриваемый технологический процесс осуществляется в защитной атмосфере азота, аргона или в вакууме [6]. Луч лазера, проходя по заданной траектории, спекает участки порошка в виде треков с наложением друг на друга, слой за слоем формируя необходимую деталь [7].

Принцип искрового плазменного спекания заключается в совместном воздействии на порошковый материал импульсным мощным электрическим разрядом между двумя электродами и механическим давлением. Материал в зоне воздействия разогревается до высоких температур, вплоть до плазменного состояния, происходит спекание частиц в местах контактов, исходная микроструктура при этом сохраняется [8].

Применение методов порошковой металлургии позволяет значительно снизить потери материала и время обработки. Одним из ключевых требований данного метода производства является контроль чистоты защитной атмосферы так как, титан и его сплавы чрезвычайно склонны реагировать с такими элюентами, как O, C, N и H [7]. В результате загрязнений и более или менее снижение механических свойств почти неизбежны для всех производственных маршрутов.

Вторым, не менее важным, критерием является морфология порошка. Она остается решающим фактором при определении толщины слоя и шероховатости поверхности во время процесса сплавления определяет степень, с которой частицы упаковываются вместе, когда новый слой порошка осаждается на ранее сформированный [2]. Таким образом, морфология порошка является решающим фактором при определении толщины слоя и шероховатости поверхности во время процесса сплавления.

Одной из основных проблем титановых имплантов с низким модулем Юнга, созданных методами порошковой металлургии, являются микроскопические трещины, появляющиеся из-за быстрого затвердевания, которое обычно рассматривается как горячее растрескивание. Образование микроскопических трещин что связано с разрывом жидкой пленки на границах зерен в интервале температур затвердевания из-за растягивающего напряжения [3]. Макроскопические трещины, известные как холодный растрескивание, образуются из-за низкой пластичности используемого материала. Также к неоднородности строения ведет неравномерный теплоотвод при кристаллизации каждого слоя. При проведении селективного лазерного спекания требуется создать такие условия охлаждения и кристаллизации расплавленного

материала, когда весь объем слоя, а значит, и всего изделия, будет иметь структуру, подобную верхней зоне монослоя с достаточно мелким зерном и незначительной пористостью [6].

Методы порошковой металлургии обладают большим потенциалом при производстве титановых сплавов с низким модулем Юнга, пригодных для медицинского применения. Использование данных технологий позволяет избегать послеоперационных осложнений, связанных с возможным отторжением имплантантов вследствие наличия в них токсичных элементов, таких как ванадий, кобальт, никель. Однако дальнейшие исследования в этой области по-прежнему необходимы для обеспечения надежности материалов, которые будут использоваться для создания продуктов, находящихся в организме человека.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-32-00075 мол_а.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Пузь, А.В. Многофункциональные покрытия для сплавов медицинского назначения: дис. ... канд. химич. наук: 02.00.04; – Владивосток, – 2014. – 164 с.
2. Бабакова Е.В., Химич М.А., Сапрыкин А.А., и др. Применение селективного лазерного сплавления для получения низко модульного сплава системы титан - ниобий // Вестник ПНИПУ. Машиностроение, материаловедение. – 2016. – №1. – С. 117–130.
3. Zhang L., Zou L.M., Attar H. Selective Laser Melting of Titanium Alloys and Titanium Matrix Composites for Biomedical Applications: a review // Advanced engineering materials. – 2016. – №4. – P. 463–475.
4. Liu Q., Meng Q., Guo S., et al. α -Type Ti–Nb–Zr alloys with ultra-low Young's modulus and high strength // Progress in Natural Science: Materials International. – 2013. – Vol 23; – №6. – P. 562–565.
5. Li Y., Yang C., Zhao H., et al. New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications // Materials. – 2014. – Vol 7. – №3. – P. 1709-1800.
6. Ковалевская Ж.Г., Химич М.А., Шаркеев Ю.П., и др. Структура и фазовый состав сплава Ti-Nb, полученного селективным лазерным сплавлением // Вестник ПНИПУ. Машиностроение, материаловедение. – 2016. – №1. – С. 70–81.
7. Глухов, И.А. М.А. Химич М.А., А.М. Майрамбекова А.М. Получение сплавов системы титан-ниобий методом высокоэнергетической электроннолучевой порошковой металлургии // XI международная конференция студентов и молодых ученых «Перспективы развития фундаментальных наук» – 2013. – С. 735–738.
8. Хасанов О.Л., Двилис Э.С., Хасанов А.О., и др. Определение оптимальных режимов изготовления высокоплотной керамики из порошка карбида бора методом спекания в плазме искрового разряда // Известия ТПУ. – 2012. – №2. – С. 58–62.