

циклическим переключением, примером которых является параллельный резонансный конвертер с форсированным напряжением. Сопротивление R_{load} определяет активную составляющую нагрузки, включенную последовательно резонансной цепи.

Частота генератора была выбрана 630 кГц. Для локализации магнитного поля в схеме использованы ферритовые кольца марки 2000НМ. Под платой расположены концентраторы вихревых токов, выполненные из меди, которые позволяют добиться локализации электромагнитной энергии в зоне пайки. В качестве испытуемого образца выбран чип оперативной памяти (рис. 2).

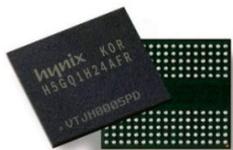


Рисунок 2 – Чип оперативной памяти

При помощи BGA-трафарета, подобранного под чип, на контактные площадки печатной платы была нанесена паяльная паста Mechanic XGSP80.



Рисунок 4 – ТРМ-210

Контроль температуры проводился при помощи измерителя ТРМ-210 и подключенного к нему термопары, данные с которого передаются на компьютер по шине RS-485 (рис. 4) для последующей обработки данных. Ток составил 2,6 А при напряжении 10,5 В. Сформированные шарики припоя соответствуют размерам контактной площадки и имеют правильную форму и блестящую

УДК 621.789

ОСОБЕННОСТИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ И ПРИМЕНЕНИЯ ТИТАНА И ЕГО СПЛАВОВ В МЕДИЦИНЕ

Храмкова А.С., Филонова М.И.

Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Аннотация. В данной статье проводится исследование в области технологии изготовления и обработки титана и его сплавов, а также их применение для изготовления изделий медицинского назначения.

Ключевые слова: титан, титановые сплавы.

FEATURES OF MANUFACTURING AND APPLICATION OF TITANIUM AND ITS ALLOYS IN MEDICINE

Khramkova A., Filonova M.

Belarusian National Technical University
Minsk, Republic of Belarus

Abstract. This article conducts research in the field of technology for the manufacture and processing of titanium and its alloys, as well as their application for the manufacture of medical products.

Key words: titanium, titanium alloys.

Адрес для переписки: Храмкова А.С., ул. Балтийская, 4, Минск 220028, Республика Беларусь
e-mail: alinahramkova.com@gmail.com

поверхность, что свидетельствует об отсутствии перегрева (рис. 6). Термопрофиль пайки представлен на рис. 5.

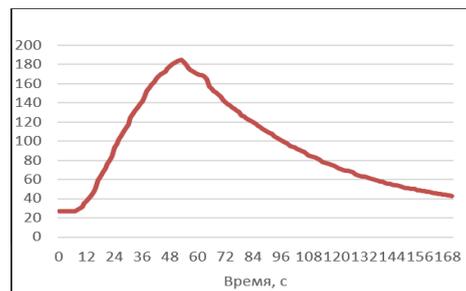


Рисунок 5 – Термопрофиль пайки



Рисунок 6 – Внешний вид сформированных шариков припоя на печатной плате

Таким образом, использование медных концентраторов вихревых токов и ферритовых колец позволяет повысить эффективность нагрева за счет концентрации электромагнитного поля в зазоре между катушкой индуктора и замкнутым магнитопроводом. Скорость нагрева 3.7 °C/с при мощности индуктора 30 Вт.

Литература

1. Ланин, В. Л. Высокочастотный электромагнитный нагрев для пайки электронных устройств / В.Л. Ланин // Технологии в электронной промышленности. 2007. – № 5. – С. 162–167.
2. Основы силовой электроники: импульсные режимы работы / А. Колпаков [и др.] // Силовая электроника. – 2013. – № 2. – С. 46–52.

Титан является переходным металлом. Он присутствует в нескольких минералах, включая рутил и ильменит, которые хорошо распределены по земной коре. Несмотря на то, что титан такой же прочный, как некоторые стали, его плотность составляет лишь половину плотности стали. Титан широко используется в ряде областей, включая аэрокосмическую, энергетическую, автомобильную, химическую и нефтехимическую, производство спортивных товаров, стоматологическую и медицинскую промышленность. Большое разнообразие применений обусловлено его свойствами, в основном относительно высокой прочностью в сочетании с низкой плотностью и повышенной коррозионной стойкостью.

Что касается механических свойств, биомедицинские титановые сплавы, применяемые в качестве биоматериала в основном для замены твердых тканей, должны демонстрировать низкий модуль упругости в сочетании с повышенной прочностью, хорошей усталостной прочностью и хорошей обрабатываемостью. Механическое поведение титановых сплавов напрямую связано с составом и, главным образом, с термомеханической обработкой.

Коррозионная стойкость является одним из основных свойств металлического материала, применяемого в среде человеческого тела, и успех имплантата зависит от тщательного изучения этого явления. Эффективность имплантата напрямую связана с его способностью функционировать в агрессивных жидкостях организма. Как правило, эти жидкости состоят из ряда кислот и некоторого количества NaCl. В нормальных условиях его pH равен 7, однако он может быть изменен из-за реакции иммунной системы, например, в случае инфекции или воспаления. В случае процесса коррозии компонент имплантата может потерять свою целостность, что приведет к выходу из строя. Кроме того, выделение продуктов коррозии может привести к нежелательным биологическим реакциям. Безусловно, это будет зависеть от характера химических реакций на поверхности имплантата ввиду того, что коррозия по своей сути является химическим процессом.

Титан демонстрирует превосходную коррозионную стойкость, которая напрямую связана с образованием стабильного и защитного оксидного слоя, главным образом TiO_2 . Реакционную способность титана можно измерить по его стандартному электродному потенциалу (ряд стандартной электродвижущей силы (ЭДС)), который составляет $-1,63$ В. Такое значение указывает на то, что титан имеет высокую химическую активность и легко окисляется, образуя очень прочный и тонкий оксидный слой на поверхности титана. Этот оксидный слой пассивирует титан, что обеспечивает защиту от дальнейшего процесса коррозии, пока сохраняется этот слой. На самом

деле образование пассивирующих пленок на титане не означает прекращения коррозионных процессов. Это означает, что скорость коррозии будет значительно снижена. Поэтому титан устойчив к коррозии в окислительных средах, но не стоек в восстановительных средах.

Геометрия, шероховатость и другие характеристики поверхности имплантата также существенно влияют на взаимодействие поверхности и ткани, которое считается динамическим. Благодаря этим явлениям со временем могут развиваться новые этапы биохимических образований.

В первые несколько секунд после контакта в непосредственной близости от поверхности находятся только вода, растворенные ионы и свободные биомолекулы, но не клетки. Состав жидкости организма непрерывно меняется по мере того, как продолжают протекать воспалительные и заживляющие процессы, вызывая изменения в составе адсорбированного слоя биомолекул на поверхности имплантата до тех пор, пока он не уравнивается. Клетки и ткани в конечном итоге контактируют с поверхностью и, в зависимости от природы адсорбированного слоя, реагируют определенным образом, что может дополнительно модифицировать адсорбированные биомолекулы.

Шероховатость поверхности также играет важную роль в остеоинтеграции. Клетки остеообластов с большей вероятностью прикрепляются к шероховатым поверхностям, подвергнутым пескоструйной очистке, что означает меньшее количество клеток на более шероховатых поверхностях, снижение скорости клеточной пролиферации и увеличение продукции матрикса по сравнению с гладкой поверхностью [1].

Процессы механической обработки титановых сплавов включают в себя традиционные операции механической обработки (токарная обработка, торцевое фрезерование, высокоскоростная резка (ВСС), фрезерование, сверление), операции формообразования (холодная и горячая штамповка, гидроформовка, ковка) и альтернативные операции механической обработки (лазерная резка, гидроабразивная резка), прямое лазерное спекание металла). Механическая обработка титановых сплавов считается сложной из-за их относительно высокой прочности на растяжение, низкого предела пластичности, на 50 % более низкого модуля упругости (104 ГПа) и примерно на 80 % более низкой теплопроводности, чем у стали. Меньший модуль упругости может привести к большему эффекту «отпружинивания» и деформации заготовки. Поэтому требуются более жесткие настройки и большие зазоры для инструментов. В зонах контакта инструмента возникают высокие давления и температуры (граница инструмент-заготовка). Количество тепла, отводимого пластинчатой стружкой, составляет всего около 25 %, остальное отводится через инструмент. Благодаря

этому явлению титановые сплавы можно обрабатывать при сравнительно низких скоростях резания. При более высоких температурах, вызванных трением, титан становится более химически активным, и титан имеет тенденцию «привариваться» к наконечникам инструментов во время операций механической обработки. Перегрев поверхности может привести к поглощению кислорода и азота в междоузлиях, что приведет к образованию твердого и хрупкого альфа-корпуса. Твердые сплавы с высоким содержанием WC-Co (марки К) и быстрорежущие стали с высоким содержанием кобальта пригодны для использования в качестве режущих материалов при механической обработке титана [2].

Применение титана и титановых сплавов широко используется в изготовлении изделий медицинского назначения. Так, например, для лечения переломов костей, их фиксируют с помощью штифтов, вставленных через кожу в скелет, структурно поддерживаемых внешними стержнями. При внутренней фиксации фрагменты кости удерживаются спицами, винтами и пластинами «рис. 1».



Рисунок 1 – Фиксирующие устройства из титана для лечения переломов кости

Также, помимо вспомогательных элементов для лечения переломов, титан и его сплавы используются для изготовления цельных протезов. Конструкция имплантата для замены сустава должна основываться на характеристиках кинематики и передачи динамической нагрузки сустава. Свойства материала, форма и методы, используемые для фиксации имплантата к пациенту, определяют характеристики передачи нагрузки. Это один из наиболее важных элементов, определяющих долговременную выживаемость имплантата, поскольку кость реагирует на изменения в передаче нагрузки процессом ремоделирования, известным как закон Вольфа. Перегрузка интерфейса имплантат-кость или защита его от передачи нагрузки может привести к резорбции кости и последующему расшатыванию имплантата.

Медицинские устройства, изготовленные из материалов с памятью формы, используют другой физический подход и могут стягивать, расширять, сужать, раздвигать и делать сложные или проблематичные задачи в хирургии выполнимыми. Поэтому уникальные свойства материалов с памятью формы широко используются в медицинской сфере. Из них изготавливаются стенты, фильтры, системы перегородочной окклюзии, охватывающие фиксаторы, компрессионные скобы, стоматологические боры, сверхэластичные дуги и многое другое «рис. 2» [3].

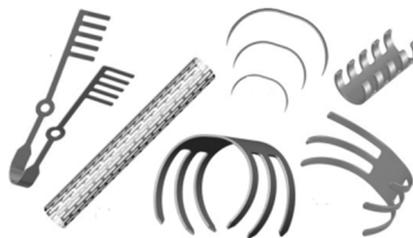


Рисунок 2 – Медицинские изделия, изготовленные из материалов с памятью формы

Использование титановых сплавов в качестве биоматериалов растет из-за их пониженного модуля упругости, хорошей биосовместимости, высокого отношения прочности к весу и повышенной коррозионной стойкости по сравнению с более традиционными сплавами из нержавеющей стали. В настоящее время ведутся исследования по разработке композитных материалов, содержащих материалы с памятью формы, которые окажутся экономически эффективными, и пористых материалов с памятью формы, которые позволят транспортировать жидкости организма снаружи внутрь кости.

Литература

1. ScienceDirect: Mechanical and corrosion behavior of titanium alloys additively manufactured by selective laser melting – A comparison between nearly β titanium, α titanium and $\alpha + \beta$ titanium [Electronic resource]. – Mode of access: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0030399218313227>. – Date of access: 01.10.2022.
2. ScienceDirect: Machining of Titanium Alloys [Electronic resource]. – Mode of access: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/machining-titanium-alloy>. – Date of access: 01.10.2022.
3. Электровек сталь [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://evk.org/reference/titan-v-medicine.html>. – Дата доступа: 05.10.2022.