

Разработанные программные эмуляторы метеометра МЭС-200А, экотестера «СОЭКС», радиометра РКСБ-104, радиометра РУГ 91 «АДАНИ» могут использоваться при проведении лабораторных работ по дисциплинам «Безопасность жизнедеятельности человека», а также по дисциплине «Охрана труда», «Радиационная безопасность» в различных учебных заведениях страны для студентов первой ступени образования, а также магистрантов специальностей «Предупреждение и ликвидация чрезвычайных ситуаций», «Геоэкология», «Охрана труда», «Управление безопасностью производственных процессов»

Литература

1. Либерти, Д. Программирование на С# / Д. Либерти. – М : Символ-Плюс, 2003.
2. Макконнелл, С. Совершенный код. Мастер-класс (Практическое руководство по разработке программного обеспечения) / С. Макконнелл. – М.: Русская редакция, 2005 – 896 с.
3. Буч, Г. Объектно-ориентированный анализ и проектирование с примерами приложений (3-е издание). / Г. Буч, Издательский дом "Вильямс", 2008. 720 с.
4. Камлач, П. В. Особенности защиты данных в эмуляторе метеометра МЭС-200А / П.В. Камлач, В.И. Камлач, Р.Д. Горошня, П.С. Лис, И.О. Метельский // Технические средства защиты информации : Тезисы докладов XIV Белорусско-российской научно-технической конференции – Минск: БГУИР, 2016. — С. 31.
5. Горошня, Р.Д. Эмулятор метеометра МЭС-200А / Р.Д. Горошня, П.С. Лис, И.О. Метельский, П.В. Камлач, В.И. Камлач // Компьютерное проектирование и технология производства электронных систем : Тезисы докладов 52-ой научной конференции аспирантов, магистрантов и студентов БГУИР – Минск: БГУИР, 2016. — С.63.
6. Архипенко, С.А. Программный эмулятор радиометра РУГ 91 «АДАНИ» / С.А. Архипенко, П.В. Камлач // Дистанционное обучение – образовательная среда XXI века : Материалы VII Международной научно-методической конференции. – Минск :БГУИР, 2011. – С. 170,171.
7. Петранков, Ю.А. Программный эмулятор радиометра РКСБ-104 / Ю.А. Петранков, Н.В. Манько, П.В. Камлач // Дистанционное обучение – образовательная среда XXI века : Материалы VII Международной научно-методической конференции. – Минск :БГУИР, 2011. – С. 164,165.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ПОРОШКОВ

М.В. Тумилович¹, В.В. Савич², А.И. Шелухина²

¹*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь*

²*ГНУ «Институт порошковой металлургии» НАН Беларуси
Платонова, 41, Минск, 220072, Беларусь*

Приведен обзор основных методов получения имплантатов из металлических порошков различного назначения. Показано, что современные и традиционные технологии порошковой металлургии являются наиболее эффективными методами получения имплантатов из новых титановых сплавов, коррозионно-стойких сталей повышенной биосовместимости (с пониженным содержанием токсичных компонентов, с модулем упругости, приближенным к модулю упругости костных тканей), новых композиционных биоактивных материалов (в первую очередь – на основе гидроксипатита и ситаллов), пористых имплантатов и покрытий, покрытий из биоактивных материалов, индивидуальных имплантатов.

Введение.

В настоящее время в ортопедии, кардиологии, офтальмологии и других направлениях медицины для лечения различного рода заболеваний широко используются имплантаты, зонды, эндоскопы и другие изделия медицинской техники. Традиционно данные изделия производятся, методами точного литья, различными видами обработки материалов давлением, резанием и др. [1-5]. Перспективным методом получения имплантатов являются методы порошковой металлургии, которые могут применяться не только для создания непосредственно имплантатов, но и для нанесения на них пористых и биоактивных

покрытый из порошков металлов и керамики из порошка, волокон, сетки и т.п. [6-9], что обеспечивает более высокое качество вставания или остеоинтеграцию в них костных тканей.

Теоретический анализ.

Традиционными технологиями для производства имплантатов методами порошковой металлургии являются прессование, спекание, горячее изостатическое прессование, штамповка спеченных порошковых заготовок [10, 11]. Так, в работе [10] приведены примеры получения имплантатов тела позвонков из порошков титана и тантала. Поверхность титановых имплантатов – гладкая, сами имплантаты - плотные; а поверхность танталовых – шероховатая, имплантаты - пористые. Физические и механические свойства таких имплантатов приведены в табл.1 [10], а внешний вид – на рис.1.

Таблица 1. Физические и механические свойства имплантатов позвонков [10]

	Титановые	Танталовые
Пористость, %	0	80
Размеры пор, мкм	0	520-850
Объем, мл	0,81	1,12
Масса, г	3,13	3,13
Плотность, г/мл	3,86	2,79
Размеры, мм	14×14×7	14×14×8



Рисунок 1 – Имплантаты позвонков, полученные методами порошковой металлургии: слева – пористый танталовый (изготовитель фирма «Sofamor Danek», США); справа - титановый беспористый (изготовитель - фирма «Allendale», США)

Авторами работы [12] предложена комбинированная конструкция внутрикостной пластинки. Пористый элемент получен из порошка титана марки ТПП по технологии холодного двустороннего прессования, а компактная часть конструкции изготовлена из сплава марки ВТ1-0. Комбинированную структуру спекали в вакууме. Исследования показали, что вокруг имплантата образуется костная ткань, которая активно проникает вглубь него, создавая тем самым биологическую фиксацию имплантата.

Одним из популярных способов получения пористых покрытий являются разновидности газотермического (плазменное или газопламенное высокоскоростное) напыления порошков титана или титановых сплавов на поверхность имплантата [13]. Процесс ведется, как правило, в защитной атмосфере либо в динамическом вакууме.

Для модификации поверхности имплантатов путем нанесения пористых слоев также используется плазменно-искровое спекание [14], которое отечественные авторы называют электроимпульсным [15], поскольку процесс ведется при приложении небольшого давления и кратковременного (10^{-7} - 10^{-4} с) импульса тока высокой плотности (10^5 - 10^6 кА/м²). В качестве материала имплантата авторы работы [14] использовали сферический порошок технически чистого титана или титанового сплава Ti-6Al-4V. Режимы процесса спекания приведены в табл. 2.

Таблица 2. Условия спекания порошков титана и титановых сплавов методом плазменно-искрового спекания [28]

	Температура спекания	Время спекания	Давление спекания	Плотность тока	Напряжение	Вакуум
Образцы диаметром 5 мм и толщиной 10 мм						
Ti	600°C	3 мин	30 МПа	1000 А	2-3 В	3-4 Па
Ti-6Al-4V	700°C	3 мин	30 МПа	1000 А	2-3 В	3-4 Па
Образцы диаметром 50 мм и толщиной 1,5 мм						
Ti	600°C	10 мин	20 МПа	2000 А	2 В	3-4 Па
Ti-6Al-4V	700°C	10 мин	20 МПа	3000 А	3 В	3-4 Па

Авторы работы [16] для получения дентальных имплантатов использовали метод однократного спекания порошка титана. Ими было показано, что, несмотря на применение различных температурных режимов, прочность таких имплантатов недостаточно велика, поэтому был разработан метод двухкратного спекания, который позволил повысить прочностные характеристики пористых образцов более чем в 2 раза без заметного уменьшения пористости и усадки при спекании.

В работе [17] описаны ортопедические, дентальные и кардиологические имплантаты с пористым поверхностным слоем, полученным традиционной технологией порошковой металлургии припеканием к компактной основе сферических порошков кобальт-хром-молибденовых сплавов, титановых сплавов, сплавов Pt-Ir.

В работе [18] конструкция дентальных имплантатов улучшена за счет нанесения плазменным напылением слоя губчатого порошка титана или порошка гидроксиапатита, который обеспечивает более быструю остеоинтеграцию. Показано, что ортопедические имплантаты с покрытием, имеющим пористую структуру, образованную губчатыми частицами порошка титана с развитой поверхностью имеют наиболее плотный контакт с вновь образованными костными тканями.

Применение ультратонких порошков металлов, керамики или композиционных материалов в сочетании с различными видами глубокой пластической деформации позволяет получать высокопрочные имплантаты. Так в аналоге известного аппарата Елизарова, силовые элементы которого получены из ультрадисперсных порошков по технологии фирмой Synmatix Corp. (США), и имеют 1,5 кратный запас прочности [19].

Для замещения крупных дефектов кости иногда используют естественный ячеистый материал – коралл, аналогом которого являются ячеистые керамические материалы на основе оксида алюминия и оксида циркония. Рядом авторов [20 - 23] предложено использовать для изготовления имплантатов высокопористый ячеистый материал с

различными типами структур, полученный методами порошковой металлургии, так как этот материал в отличие от компактного титана имеет структуру, подобную структуре кости, например, рис. 2 [22].

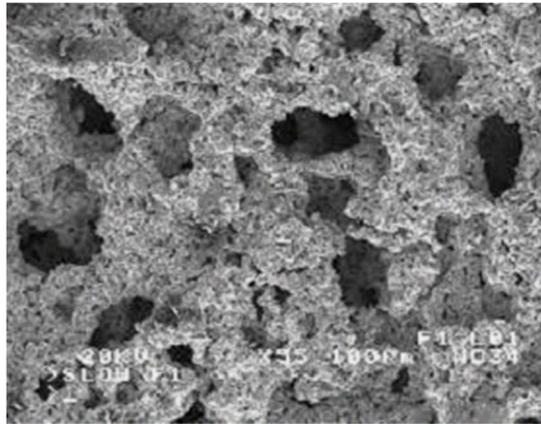


Рисунок 2 – Структура титанового ячеистого материала

Специалистами фирмы Zimmer была разработана технология производства ячеистых имплантатов из тантала, которая позволяет создать металлическую структуру аналогичную спонгиозной костной ткани (рис. 3) [24]. Данный материал не только по своей структуре, но и по физико-механическим свойствам близок костным тканям, что открывает перед ним определенные перспективы.

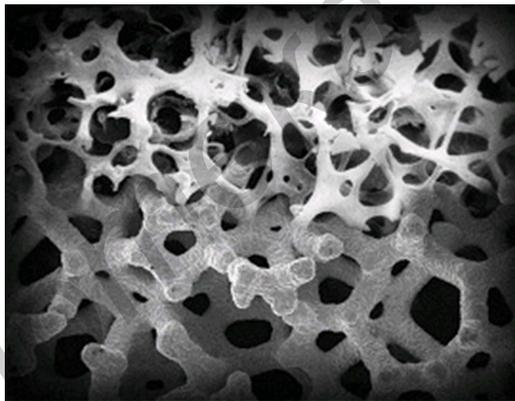


Рисунок 3 – Структура танталового ячеистого материала

Авторы работы [25] также описывают имплантаты, имеющие структуру, сходную со структурой кости – трабекулярную. Микроструктура имплантата состоит из ячеистого стеклообразного углерода, покрытого посредством напыления в вакууме танталом (99% - тантал и 1% - углерод). Полученные имплантаты имеют пористость 80,9%, размер пор 527 ± 27 мкм, средняя толщина балок 122 ± 6 мкм.

Следует отметить, что одной из главных проблем, касающихся применения металлических имплантатов в ортопедической хирургии является несоответствие модуля упругости кости и имплантата. Модуль Юнга металлических материалов в 10-20 раз выше, чем у костной ткани, что замедляет реконструкцию и заживление костной ткани. Одним из способов смягчить проблему является снижение модуля упругости имплантата. Для решения проблемы авторы предлагают использовать титановый сплав с содержанием азота, который при пористости 29% имеет модуль упругости сходный с модулем упругости кости [26].

Результаты и их обсуждение.

Новыми методами в технологии получения имплантатов различного назначения являются разработанные в последнее время технологии МІМ (metal powder injection molding – инжекционное формование), НІР (hot isostatic pressing – горячее изостатическое прессование) и SLS (selective laser sintering – селективное лазерное спекание), которые позволили освоить массовый выпуск недорогих деталей имплантатов нового поколения – корпуса искусственных клапанов сердца, деталей «брэкет»-систем коррекции зубов, режущих элементов и захватов эндоскопов и т.п., имеющих сложную форму и точные размеры [27-29].

Так, авторы работы [30] описывают порошковые материалы, пригодные для производства компонентов медицинских имплантатов, в том числе методом МІМ. Технология МІМ используется также для производства микродеталей и целостных микросистем из одного и нескольких материалов [31], производства дентальных и ортопедических имплантатов из порошка титана и титановых сплавов [28], искусственных клапанов сердца [29]. Перечень материалов, используемых для таких медицинских имплантатов приведен в табл. 4.

Технология НІР используется для получения высокоплотных и прочных заготовок керамических головок эндопротезов тазобедренного сустава, заготовок металлических деталей ортопедических и дентальных имплантатов из безникелевых аустенитных сталей с повышенным содержанием азота, титановых сплавов, не содержащих ванадий и др. Примеры применения технологии НІР приведены в работах [15, 32, 33]: металлические медицинские имплантаты с улучшенным соединением биосовместимого покрытия и улучшенным качеством литья за счет исключения пористости (кобальт-хромовые имплантаты коленного и бедренного суставов) и керамические имплантаты (сферические головки эндопротезов тазобедренного сустава и компоненты эндопротезов коленного сустава на основе оксида алюминия. Источники [34, 35] описывают имплантаты из никель-титанового сплава, полученные технологией НІР.

Таблица 4. Материалы, используемые для медицинских имплантатов

Материал	Применение имплантатов
316L	Кости, пластины, винты, скобы, штифты, гвозди Стенты
Co-28Cr-6Mo	Имплантаты для замещения суставов: бедра, колена, локтевого сустава, плечевого сустава, лодыжки и пальцев Пластинки, винты, скобы и прутки для остеосинтеза Сердечные клапана
Беспримесный Ti	Пластинки, винты, скобы и прутки для остеосинтеза Сердечные клапана и оболочки для сердечных ритмоводителей
Ti-6Al-4V	Имплантаты для замещения суставов: бедра, колена, локтевого сустава, плечевого сустава, лодыжки и пальцев
Беспримесный Ta	Проволока, фольга, лист, скрепки, скобы и сетка Электроды

Технология SLS (selective laser sintering) [36] применяется в последнее время все более широко для получения индивидуальных имплантатов, обладающих достаточной механической прочностью, биосовместимостью и замещающих значительные фрагменты костей черепа, челюсти, таза и т.п. На рис. 4 приведен внешний вид и микроструктура полученных данным методом из губчатого порошка титана образцов дентальных имплантатов, разработанных в ГНУ «Институт порошковой металлургии» НАН Беларуси совместно с ГНУ «Институт технической акустики» НАН Беларуси [37, 38].



Рис. 4. Внешний вид (а) и микроструктура образцов дентальных имплантатов (б) из губчатого порошка титана методом SLS

Авторами работы [39] разработан способ изготовления медицинских имплантатов из биосовместимых материалов методом селективного лазерного спекания, отличающийся тем, что с целью повышения биосовместимости в исходную смесь порошков никеля и титана добавляют гидроксипатит (-акрилат). В работе [40] предлагается технология селективного лазерного спекания, применяемая для производства бедренных протезов и протезов суставов пальцев. Технология лазерного синтеза объемных изделий позволяет вести скоростное изготовление из порошковых материалов точных биосовместимых пористых медицинских имплантатов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. Проведенный анализ литературных данных, результаты собственных исследований авторов позволили сделать следующие выводы. В настоящее время для производства имплантатов широко используются как классические методы порошковой металлургии, так и методы, позволяющие наносить пористые и биоактивные покрытия из порошков металлов и керамики на ортопедические и дентальные имплантаты. В последнее время разработаны более современные технологии инъекционного формования (MIM), горячего изостатического прессования (HIP), селективного лазерного спекания (SLS), которые позволили освоить массовый выпуск недорогих деталей имплантатов нового поколения - корпусов искусственных клапанов сердца, деталей «брэкет»-систем коррекции зубов, режущих элементов и захватов эндоскопов и т.п., имеющих сложную форму и точные размеры, деталей ортопедических и дентальных имплантатов из безникелевых аустенитных сталей, индивидуальных имплантатов, обладающих достаточной механической прочностью, биосовместимостью и замещающих значительные фрагменты костей черепа, челюсти, таза и т.п.

Литература

1. Вильямс Д.Ф., Роуф Р. Имплантаты в хирургии. – М.: Медицина, 1978. – 552 с.
2. Texhammer R., Colton C. AO/ ASIF Instrumente und Implantate. – Springer-Verlag: Berlin-Heidelberg, 1995. – 564 s.
3. Линков Л. Без зубных протезов.– СПб.: Комета, 1993. – 288 с.
4. Petty W. Total joint replacement. – Philadelphia: W.B. Saunders Inc., 1991. – 814 p.
5. Савич В.В., Киселев М.Г., Воронович А.И. Современные материалы хирургических имплантатов и инструментов. 2-е изд. перераб. и доп. – Минск: ООО «ДокторДизайн», 2004. – 104 с.
6. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология: Основы теории и практики: Науч.-практ. пособие. – Минск: ООО «Юнипресс», 2002. – 368 с.
7. Semlitch M.: Stand der Werkstofftechnik des Zweymueller-Hueftprothesensystems nach 10 Jahren klinischer Praxis. In: 10 Jahre Zweymueller-Hueftendoprothese. Huber, Bern; Stuttgart; Toronto, 1990, - S. 14-22.
8. Stephensen P.K., Freeman M.A.R., Revell P.A. et al. The effect of hydroxyapatite coating on ingrowth of bone into cavities in an implant // J. of Arthroplasty. – 1991. - Vol. 6, №1. – P. 51-58.
9. Савич В.В. Разработка технологии изготовления и конструкции бесцементного тотального эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS (Self Locking Porous System) // I Symposium Inzynieria Ortopedyczna I Protetyczna – IOP-97. – Bialystok, 23-24 czerwca 1997. – S. 515-525.
10. Allan D.O., Won Gyu Choi, Paul J. Keller et al. The radiographic and imaging characteristics of porous tantalum implants within the human cervical spine. //Spine. - 1998, - Vol. 23, №11. - P. 1245-1251.

11. Михайлов О.В., Ткаченко Л.Н., Штерн М.Б. и др. Оптимизация состава и геометрической формы имплантатов на основе компьютерного моделирования // Порошковая металлургия. – 2003. - №12. - С. 10-16.
12. Сметкин А.А., Ярмонов А.Н., Конюхова С.Г. Порошковые материалы на основе титана в дентальной имплантологии// Новые материалы и технологии: Порошковая металлургия, композиционные материалы, защитные покрытия. 5-я междунар. науч.-техн. конф., Минск, 18-19 сентября 2002 г.: Материалы докладов. – Минск: «Топник» - 2002. – С. 30-31.
13. Калита В.И., Парамонов В.А. Структура и механические свойства трехмерных капиллярно пористых титановых покрытий// Физика и химия обработки материалов. – 2002, - №6. - С. 37-41.
14. Masayuki Kon, Luciana M. Hirakata, Kenzo Asaoka. Porous Ti-6Al-4V alloy fabricated by spark plasma sintering for biomimetic surface modification// Willey Periodicals, Inc./ J. Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 68B – 2003. – P. 88-93.
15. Теория и практика электроимпульсного спекания пористых порошковых материалов/ Белявин К.Е., Мазюк В.В., Минько Д.В., Шелег В.К. – Мн.: Ремико, 1997. – 180 с.
16. Итин В.И., Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., и др. Прочностные свойства пористых проницаемых материалов на основе титана для стоматологии// Порошковая металлургия. – 1997. - №9/10. - С. 29-33.
17. Pilliar Robert M. PM processing of surgical implants: Sintered porous surfaces for tissue-to-implant fixation// Int. J. Powder Met. – 1998. – 34, №8 – P. 33-45.
18. Rooks, J. Story. New enhanced coating for dental implants// Sulzer technical review. - 1998. - №1 – P. 38-40.
19. Ultrafine Powders Yield High-Strength Implants// www.technology.com – 2002.
20. Innovation in Biomaterials: Titanium Foams for Tissue Attachment// www.imi.cnrc-nrc.gc.ca – 2003.
21. David C. Dunand. Processing of titanium foams. // Advanced engineering materials. – 2004, 6, - №6. – P. 369-376.
22. Lev Tuchinskiy, R. Loutfy. Titanium foams for medical applications // Advanced materials&processing. – 2003. – P. 32-33.
23. J. Barhart. Service properties and exploitability// www.hmi.de
24. Trabecular metal technology// www.zimmer.com
25. D.J. Medlin, S. Charlebois, D. Swarts, R.Shetty. Metallurgical characterization of a porous tantalum biomaterial (trabecular metal) for orthopedic implant applications // Advanced materials&processing. – 2003. – P. 31-32.
26. Effect of nitrogen on mechanical properties of porous titanium compacts prepared by powder sintering// www.scientific.net
27. Effect of alloying elements on elastic modulus of Ti-Nb-Ta-Zr system alloy for biomedical applications// www.scientific.net
28. Williams B. Challenges for MIM titanium parts// J. Metal powder report. – 2003. - №10. - P. 30.
29. Medical engineering. Manufacturing technologies and materials for medical engineering// www.ifam.fhg – 2004.
30. John L. Johnson. Mass production of medical devices by metal injection molding// MDDI. – 2002. - №11. // www.deviceslink.com
31. Volker Piotter, Andreas E Guber, Matthias Hecke et al. Micro moulding of medical device components// Business briefing: Medical device manufacturing & technology. – 2004. – P. 1-7.
32. The range of applications for hot isostatic pressing (HIP) is growing fast// www.bodycoat.com
33. Hot Isostatic Pressing - For your needs// www.sintec-keramik.com
34. Dimitris C. Lagoudas, Pavlin B. Entchev and Vandygriff Eric L. The effect of transformation induced plasticity on the mechanical behavior of porous SMAs// Proc. SPIE Smart Structures and Materials: Active Materials: Behavior and Mechanics – 2002. - Vol. 4699. - P. 224-234.
35. Bing-Yun Li, Li-Jian Rong, Yi-Yi Li, V.E. Gjunter. A recent development in producing porous Ni-Ti shape memory alloys// Intermetallics – 2002. № 8. – P. 881-884. //www.elsevier.com
36. Laser-sintered PM passes its medical. July/August// www.metal-powder.net – 2002.
37. Dental implants fabricated by selective laser processing of titanium powders/ Tolochko N.K. Artushkevich A.S., Savich V.V. at all// Science for Materials in the Frontier Centuries: Advantages and Challenges. 4-8 November 2002. Kyiv, Ukraine. Proceedings of Conference. P. 343-344.
38. Dental root implants produced by the combined selective laser sintering/melting of titanium powders / N K Tolochko, T Laoui, V V Savich at all // Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications. - Volume 216, -Number 4 / 2002 Pages: 267 – 270
39. Пат. России 99102751/02. МКИ В 22 F 3/23. Способ изготовления медицинских имплантатов из биосовместимых материалов/ Гуреев Д.М., Петров А.Л., Шишковский И.В. Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН; Опубл. 11.02.99.
40. Новая технология изготовления медицинских имплантатов из биосовместимых материалов// sciteclibrary.ru – 2004.