

УДК 621.762

ПОРОШКОВЫЕ МАТЕРИАЛЫ И ПОКРЫТИЯ В ИЗДЕЛИЯХ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

Ильющенко А.Ф., Савич В.В.

ИПМ НАН Беларуси

Минск, Беларусь

Имплантирование эндопротезов суставов, искусственных корней зуба является безальтернативным методом лечения тяжелых патологий суставов, адентий путем замены, реконструкции или восстановления тканей или органов. Невозможно лечение ряда сердечно-сосудистых заболеваний без искусственных клапанов сердца, эндопротезов сосудов. Эффективным методом лечения травм конечностей и скелета становится остеосинтез – соединение переломов с использованием наkostных (пластины различной анатомической формы и винты) и чрезкостных (аппараты по типу Илизарова) фиксаторов. Во многих видах этих изделий применяются порошковые материалы и покрытия.

Цель настоящей работы – представить оригинальные порошковые материалы, покрытия и технологии, разработанные в ИПМ НАН Беларуси для использования в различных изделиях медицинской техники (ИМТ).

1. Внутрикостные дентальные имплантаты. Служат для фиксации зубных протезов в челюстных костях при частичных или полных дефектах зубного ряда. В течение примерно трех месяцев происходит процесс остеоинтеграции имплантатов [1]. Затем на имплантате устанавливаются крепежные элементы и протез. В ИПМ разработаны конструкции пористых дентальных имплантатов из сферического порошка титанового сплава марки BT1-00 (рис. 1). Типовой ряд дентальных имплантатов включает девять разновидностей цилиндрических пористых имплантатов, конструкция которых обеспечивает прорастание костной ткани в поры и остеоинтеграцию имплантата.

2. Челюстно-лицевые имплантаты. Челюстно-лицевые имплантаты применяют в ортопедической стоматологии, нейрохирургии, детской хирургии для фиксации обломков костей черепа и для замены утраченных фрагментов этих костей. При этом, за счет наличия пористых участков из сферического порошка титана на компактных титановых пластинах (рис. 2), обеспечивается хорошая биосовместимость, высокая коррозионная стойкость, надежная и стабильная вторичная остеоинтеграция и большая несущая способность при возможности подгонки пластины путем изгиба по форме соединяемых костных отломков. Поскольку химический состав используемого титанового сплава пластин, пористых фрагментов и винтов идентичен, то данный вид имплантатов, в отличие от традиционных конструкций, может не извлекаться.

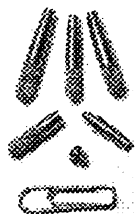


Рис.1. Внутрикостные
денральные имплантаты

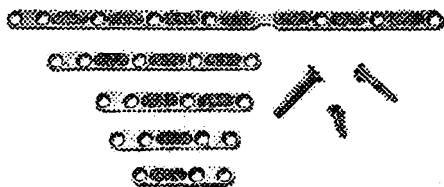


Рис.2. Челюстно-лицевые
композиционные пластины

3. Композиционные титановые пластины для эндопротезирования нижней челюсти. Классические методы восстановительной хирургии нижней челюсти (пересадка свободных невааскуляризованных трансплантатов) у онкологических больных сопровождается большим количеством местных послеоперационных осложнений, что связано с предшествующей лучевой и химиотерапией, и в большинстве случаев приводит к неудаче. В условиях лучевого остеомелита нижней челюсти эти методы практически не применимы. Пересадка аутотрансплантатов с сохраненным или восстановленным питанием для пластики нижней челюсти, с точки зрения мировой медицинской практики, является весьма сложным хирургическим вмешательством, а потому выполняется в единичных клиниках. Эндопротезирование нижней челюсти с использованием имплантатов позволяет существенно снизить травматичность оперативных вмешательств, ускоряет медицинскую и социальную реабилитацию этой сложной категории больных. В ИПМ разработана конструкция и способ получения пластин (рис.3). Они выполнены в виде перфорированной основы, вырезанной из листа титана толщиной 2 мм. Контактные площадки выполнены с пористым покрытием из сферического порошка титана. Применение пористого покрытия позволяет добиться эффективной дополнительной к шурупам фиксации и увеличения опорной поверхности за счет прорастания костной ткани в поры.

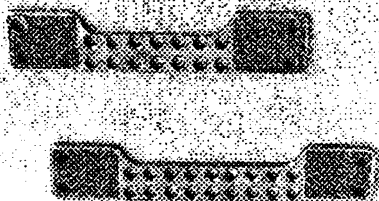


Рис.3. Композиционные пластины для эндопротезирования нижней челюсти

4. Пористые контактные головки эндокардиальных электродов электростимуляции сердца. Современные исследования по эндокардиальной электростимуляции (ЭС) сердца направлены на оптимизацию контактной части электрода и параметров импульса, как факторов наиболее определяющих эффективность ЭС, и, следовательно, экономию энергии кардиостимулятора. Установлено, что между площадью контактной головки и порогом ЭС сердца существует прямая зависимость, так как при уменьшении площади плотность тока увеличивается, а порог стимуляции кардиостимулятора снижается. Таким образом, потребность электроэнергии и исходный порог раздражения миокарда могут быть снижены уменьшением площади наконечника. Помимо величины площади, важное значение придается форме (рельефу стимулирующей поверхности) контактной головки. Считается идеальной форма головки электрода в виде сферы. При ЭС такого наконечника создается сильное и равномерное радиальное электрическое поле, векторы которого обращены в сторону эндокарда. Известно, что поверхностная плотность тока зависит от кривизны стимулирующей поверхности и максимальна в местах наиболее выраженного изгиба поверхности. Поэтому, придав определенную геометрическую форму контакту, можно повысить плотность тока, а значит, усилить эффект ЭС при минимальных энергетических затратах генератора. Пористые электроды имеют следующие преимущества в сравнении с электродами, имеющими монолитную головку: незначительные поляризационные потери; более быстрая и надежная фиксация к эндокарду, биоинертность, малый порог. В ИПМ была разработана контактная головка (рис.4) для эндокардиальных электродов, удовлетворяющая этим требованиям.



Рис.4. Пористая головка эндокардиального электрода

5. Детали эндопротезов суставов. В 1985 г. в ИПМ был разработан и изготовлен экспериментальный образец частичного эндопротеза головки бедра, представлявший собой грибовидное тело (полусфера диаметром 50 мм с цилиндрической ножкой диаметром 10 и длиной 30 мм), на поверхности которого (на ножке и с внутренней стороны полусферы) припечено пористое покрытие из сферических частиц порошка титана, в которое должна была

врастать костная ткань. Конструкция эндопротеза была защищена патентом, однако к тому времени появились более совершенные зарубежные аналоги, представляющие собой тотальные эндопротезы тазобедренного сустава. В связи с изложенным, работы в этом направлении были прерваны до 1995 г., когда в рамках хозяйственного договора с ЗАО «Алтимед», были разработаны конструкции и технология изготовления из губчатого порошка титана пористых вставок в ножку и чашку (рис. 5) тотального безцементного эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS [2], выпускаемого по настоящее время.

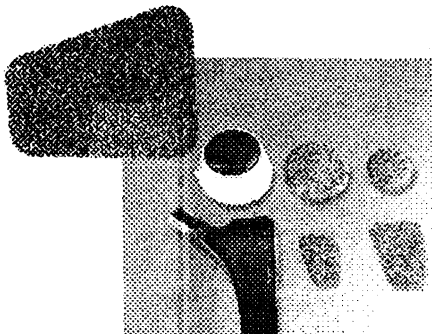


Рис. 5. Пористые вставки в детали эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS

6. Имплантаты позвонков и межпозвоночных дисков. В 2000 г. совместно с БелНИИ ТО разработана конструкция, технология и изготовлена опытная партия из губчатого порошка титана пористых имплантатов шейных позвонков и межпозвоночных дисков. В 2001-2002 г.г. созданы подобные имплантаты грудных позвонков. Конструкция имплантатов представлена на рис. 6.



Рис. 6. Имплантаты шейных и грудных позвонков, межпозвоночных дисков

Для первичной стабильной фиксации и скорой остеоинтеграции имплантата, а также минимальной травматизации прилежащих мягких тканей используется анизотропная пористость имплантатов – максимальная на опорных поверхностях и в теле имплантата и минимальная на боковой поверхности и в приповерхностном к ней слое.

7. Микрофильтры крови. В 1984–1986 г.г. ИПМ созданы фильтрующие материалы из порошков коррозионно-стойкой стали и титана, способные очистить кровь от микросгустков, образующихся при длительном хранении в результате биохимических процессов. Экспериментальные образцы прошли успешные испытания в Институте переливания крови. Испытания установили ряд преимуществ разработанных фильтров перед применявшимися в то время марлевыми и тканевыми: тонкость фильтрации — до 1–3 мкм, ресурс – многократно увеличен (со 100–200 мл до нескольких литров), регенерируемость и стерилизуемость. Однако открытие на рубеже 80–90-х годов вируса СПИДа, передающегося через кровь, связанные с этим ужесточения требований ВОЗ к системам переливания крови (в первую очередь — одноразовое применение) не позволили данной разработке, вследствие экономических причин (более высокой стоимости по сравнению с полимерными одноразовыми аналогами), широко внедриться в медицинскую практику.

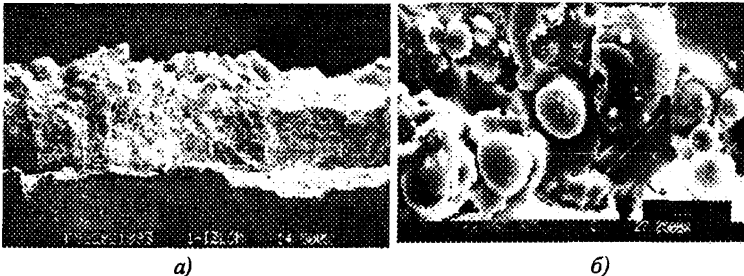


Рис.7. Сканограмма излома (а) и поверхности (б) композиционного биоактивного покрытия: гидроксипатит+ α -оксид алюминия

8. Технологии нанесения биосовместимых и биоактивных покрытий на детали имплантатов. ИПМ занимается разработкой технологии и нанесением биосовместимых (титан, оксид титана, оксид алюминия, оксид циркония) и биоактивных (трикальцийфосфат $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, гидроксипатит $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) покрытий на дентальные и ортопедические имплантаты [3]. Разработана технология напыления в аргоно-гелиевой плазменной струе биоактивного покрытия на титановые имплантаты из порошка гидроксипатита размером 0,5–45 мкм и конгломератов размерами 10–15 мкм из частиц α -оксида алюминия тех же размеров. Сканограмма

поверхности такого композиционного биоактивного покрытия представлена на рис. 6.

Введение α -оксида алюминия позволило на 30–50% повысить как прочность самого покрытия, так и его адгезию к поверхности титанового имплантата. Кроме того, дополнительно возросла и биоактивность за счет сохранения стехиометрического состава гидроксиапатита в напыленном покрытии.

Литература

1. Cameron H.U., Pillar R.M., Macnab I.: The effect of movement on the bonding of porous metall to bone// J. Biomed. Mater. Res., 1973, V.10, P.301–311.
2. Савич В.В. Разработка технологии изготовления и конструкции безцементного тотального эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS (Self Locking Porous System)// I Symposium Inzynieria Ortopedyczna i Protetyczna — IOP97. — Bialystok, 23–24 czerwca 1997. — S. 515–525.
3. Ilyuschenko A.Ph., Savich V.V.: Porous and Nonporous Titanium for Surgical Implants of Various Applications // Proceedings of the 1998 Powder Metallurgy World Congress & Exhibition — Granada, Spain, October 18–22, 1998. Vol.5. — P.352–354

УДК 615.844.6

ЗАВИСИМОСТЬ КОНЦЕНТРАЦИИ АЭРОИОНОВ ОТ ФИЗИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ВОЗДУШНОЙ СРЕДЫ

Кракаевич С.В., Криштапович А.М., Бондарик В.М., Осипов А.Н.

*Белорусский государственный университет
информатики и радиозлектроники
Минск, Беларусь*

Чистота и физико-химический состав воздуха во многом определяют продолжительность жизни человека. Поэтому проблема поддержания нормальных параметров воздушной среды всегда будет оставаться актуальной. К тому же, при развитии практически любого заболевания происходит нарушение обмена веществ в клетках организма, проявлением чего является уменьшение их отрицательного заряда. Это меняет коллоидное состояние клеток, препятствует выделению в кровотоки их содержимого и внутрисосудистому свертыванию крови. Отрицательный заряд клеток можно восстановить медикаментозными средствами или путем введения в организм воздуха с избытком отрицательных аэроионов. Эти аэроионы, поступая в кровь, разносят-