

Список литературы

1. Извитости сосудов позвоночника, шеи и мозга: причины, симптомы, лечение [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://sosudinfo.ru/golova-i-mozg/izvitost-sosudov/>. – Дата доступа: 17.11.2016.
2. Quattlebaum, J.K., Upson E.T., Neville R.L. // Ann Surg. 1959. Vol. 150, № 10. P. 824–832.
3. Каро К., Педли Т., Шмотер Р. Механика кровообращения. М., 1981.
4. Винников В.В., Ревизников Д.Л. // Математическое моделирование. 2005. Т. 17, № 8. С.15–30.

УДК 961.762

ВЛИЯНИЕ ФОРМЫ И РАЗМЕРА ЧАСТИЦ НА ОСТЕОИНТЕГРАЦИЮ ПОРИСТЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ ПОРОШКА ТИТАНА

М.В. ТУМИЛОВИЧ*, В.В. САВИЧ, А.И. ШЕЛУХИНА

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

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

Поступила в редакцию 18 ноября 2016

Приведены результаты исследований влияния размеров частиц, размеров пор, формы металлических порошков на качество остеоинтергации (прорастания костной ткани в поры имплантата). Показано, что прочность сцепления с костной тканью у имплантатов, полученных из губчатого порошка титана, на 8–11 % выше, чем у имплантатов, полученных из сферических порошков.

Ключевые слова: размер частицы порошка, форма частицы, размер пор, имплантат, остеоинтеграция.

Введение

Для лечения различного рода заболеваний в ортопедии, кардиологии, офтальмологии и других направлениях медицины со второй половины XX века широко используются имплантаты, зонды, эндоскопы и другие изделия медицинской техники, которые производятся, как правило, традиционными методами: литьем; всеми видами обработки давлением; обработки материалов резанием [1–5]. Для повышения потребительских свойств изделий (в первую очередь, биосовместимости) используются различные виды финишной обработки поверхности в зависимости от ее назначения – полировка, струйно-абразивная обработка, пассивирование, нанесение покрытий из оксида титана, гидроксиапатита и т.п. [5–13].

С 90-х годов XX века для производства имплантатов стали все чаще использоваться методы порошковой металлургии, в первую очередь для нанесения пористых и биоактивных покрытий из порошков металлов и керамики на ортопедические и дентальные имплантаты – напыленных или припеченных слоев порошка, волокон, сетки и т.п. [4, 5, 8, 9, 14–21], что обеспечило врастание или остеоинтеграцию – ingrowths в них костных тканей (системы Judet, Harris, Galante, Autophor 900S и др.). Для достижения качественной остеоинтеграции требуется плотный контакт кости с металлической поверхностью и стабильная первичная фиксация [14]. Однако через 5–7 лет после имплантации таких систем иногда стали наблюдаться случаи отторжения имплантатов вместе с проросшей костной структурой, которая не получала адекватного питания [22]. В этой связи был проведен ряд исследований влияния среднего размера пор, объемной пористости, толщины пористого покрытия и других параметров на остеоинтеграцию имплантата [1, 14–19, 23].

Одновременно шли работы по поиску новых способов фиксации, биоактивных материалов, способных вступать в минеральный обмен с костной тканью [8, 20, 21], что позволило отказаться в ряде конструкций от идеи врастания и обеспечить, применив микротекстурирование поверхности имплантата, высокую адгезию костных структур и явление прирастания – *ongrowths* (системы *Zweimueller*, *Spotorno* и др.).

В качестве материалов для имплантатов используются различные пористые материалы – кобальт-хром-молибденовые сплавы, полиэтилен, керамика, коррозионно-стойкая сталь, титан. Образцы имплантатов исследовали как целиком пористые, так и в виде напыленных плазменных металлических покрытий. В результате исследований была установлена недостаточная стойкость в биологических средах коррозионно-стойкой стали типа 316L в пористом состоянии [24]. Ускоренной деструкции подвергается в организме и пористый полиэтилен. По этим причинам в настоящее время в имплантационной технике используется только 2 группы пористых металлов – кобальт-хром-молибденовые сплавы и сплавы титана.

Врастание костных тканей в поры имплантата идет непрерывно, что приводит к образованию в конечном итоге трехмерной решетки, заполняющей полностью или частично объем порового пространства. Поэтому исследование влияния размера пор имплантата на качество остеоинтеграции является весьма актуальной задачей. На рис. 1 представлены зависимости средних и максимальных размеров пор от размеров частиц для пористых материалов из сферических и губчатых порошков титана.

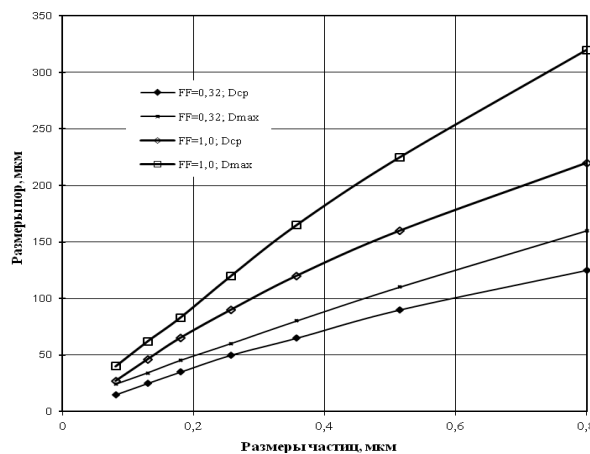


Рис. 1. Зависимости средних (D_{cp}) и максимальных (D_{max}) размеров пор от размеров частиц для пористых материалов из сферических (фактор формы $FF = 1,0$) и губчатых (фактор формы $FF = 0,32$) порошков титана

Как видно из рис. 1, на размеры пор имплантата влияет, помимо собственно размеров частиц, их форма. Так, пористые имплантаты из сферических порошков имеют при равном размере частиц большие размеры пор, чем имплантаты из губчатых порошков. Это связано с технологией их получения – сферические порошки формируются, как правило, без приложения давления, а губчатые – прессованием при давлении 56–112 МПа.

В работе [16] проводились исследования на лабораторных животных, направленные на определение прочности сцепления цилиндрических имплантатов с пористым покрытием из порошка титана разного размера с прилежащими костными тканями. При этом исследовалось и влияние времени пребывания имплантата в организме животного.

На рис. 2 представлена зависимость прочности на срез титановых пористых имплантатов от размеров пор и срока имплантации. Анализ данных, приведенных на рис. 2, показывает, что прочность на срез достигает максимума в 17–18 МПа уже через 2–3 месяца, причем в диапазоне размеров пор 100–300 мкм [16]. При дальнейшем увеличении размера пор прочность сцепления костной ткани и имплантата уменьшается, что связано, по-видимому, с некоторым снижением суммарной площади сечений костных балок, выходящих из устья пор.

Авторами совместно с кафедрой ортопедии и травматологии БелМАПО были проведены аналогичные исследования с использованием пористых имплантатов из губчатого

порошка титана, изготовленных в ГНУ «Институт порошковой металлургии» НАН Беларуси в сравнении с имплантатами фирмы «AESQULAP». Результаты исследований показаны на рис. 3 в виде зависимости прочности сцепления имплантатов от среднего размера их пор [9, 10]. Каждый имплантат находился в бедренной кости собак 3 месяца.

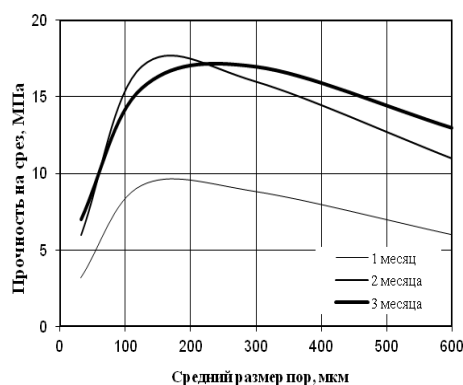


Рис. 2. Зависимость прочности сцепления с костной тканью титановых имплантатов от среднего размера пор и срока имплантации [16]

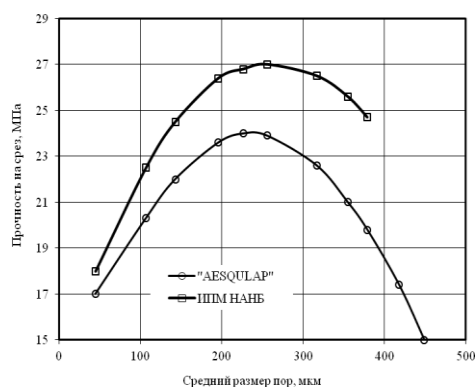


Рис. 3. Зависимость прочности на срез от среднего размера пор титановых имплантатов из сферических и несферических порошков титана [9, 10]

Как видно из рис. 3, максимум прочности сцепления в исследованиях [9, 10] оказался выше и достиг 26–27 МПа, что почти в 2 раза выше уровня, достигнутого по данным работы [16]. Данный факт можно объяснить тем, что в работе [16] имплантаты были выполнены из идеально сферического распыленного порошка, а авторами изготавливались из губчатого восстановленного порошка титана. Гистологические исследования титановых пористых имплантатов, проведенные как в БелМАПО, так и специалистами швейцарской фирмы Sulzer Medica [24], позволили установить факт влияния состояния поверхности пор на процесс врастания – *ingrows* в них костных тканей. В случае идеально гладких сферических частиц костные ткани просто заполняют поровое пространство, удерживаясь в нем преимущественно за счет переплетения и заклинивания в гофрированных порах. В случае же губчатых частиц с шероховатой и микропористой поверхностью костные ткани образуют более тесную связь с металлической поверхностью за счет более сложной и развитой конфигурации порового пространства. Также, видимо, имеет значение наличие заметной пленки оксида титана на поверхности частиц восстановленного порошка.

На рис. 4 представлены фотографии образцов пористых имплантатов из сферических и губчатых порошков титана, извлеченных после 3 месяцев жизни из лабораторных животных. Приведенные фотографии наглядно показывают, что если к поверхности губчатой частицы костные ткани плотно прирастают, то от гладкой поверхности сферической частицы легко отстают.

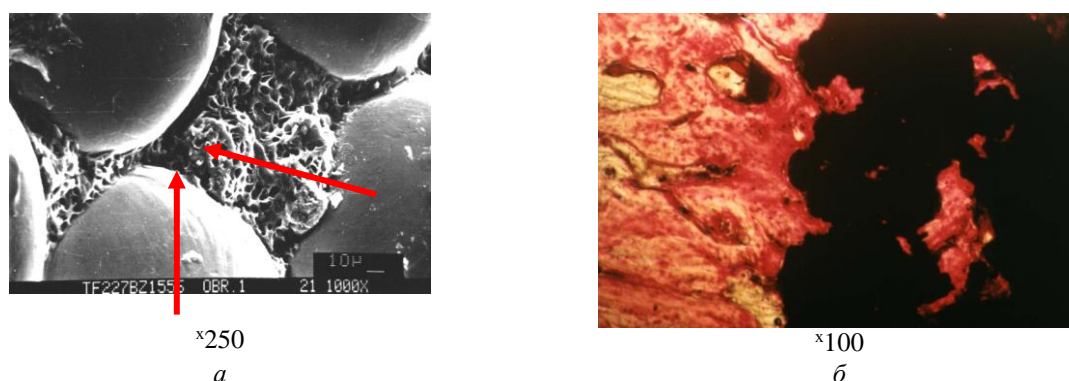


Рис. 4. Остеоинтеграция пористых имплантатов из сферических (а) и губчатых (б) порошков титана. Стрелками показано отслоение костных тканей от сферической частицы порошка титана

Заключение

В результате исследований влияния размеров частиц, размеров пор, формы металлических порошков на качество остеоинтергации (прорастания костной ткани в поры имплантата) показано, что прочность сцепления с костной тканью у имплантатов, полученных из губчатого порошка титана, на 8–11 % выше, чем у имплантатов, полученных из сферических порошков. Кроме того, имплантаты более прочно удерживают костную ткань в поровом пространстве имплантата, не допуская ее отслоения.

INFLUENCE OF SHAPE AND SIZE OF PARTICLES ON THE OSSEOINTEGRATION OF POROUS IMPLANTS MADE OF TITANIUM POWDER

M.V. TUMILOVICH, V.V. SAVICH, A.I. SHELUSHINA

Abstract

The results of studies of the effect of particle size, pore size, shape, metallic-ray powder osteointergatsii quality (germination of bone tissue into the pores of the implant) are given. It is shown that the adhesion strength at the bone tissue implant made from titanium sponge powder 8–11 % higher than that of the implants obtained from spherical powders.

Keywords: powder particle size, particle shape, pore size, implant osseointegration.

Список литературы

1. Вильямс Д.Ф., Роуф Р. Имплантаты в хирургии. М., 1978.
2. Texhammer R., Colton C. AO/ ASIF Instrumente und Implantate. Springer-Verlag: Berlin-Heidelberg, 1995.
3. Линков Л. Без зубных протезов. СПб, 1993.
4. Petty W. Total joint replacement. Philadelphia, 1991.
5. Савич В.В., Киселев М.Г., Воронович А.И. Современные материалы хирургических имплантатов и инструментов. Минск, 2004.
6. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология: Основы теории и практики. Минск, 2002.
7. Semlitch M. Stand der Werkstofftechnik des Zweymueller-Hueftprothesensystems nach 10 Jahren klinischer Praxis. In: 10 Jahre Zweymueller-Hueftendoprothese. Huber, Bern; Stuttgart; Toronto, 1990. P. 14–22.
8. Stephensen P.K., Freeman M.A.R., Revell P.A. et al. // J. of Arthroplasty. 1991. Vol. 6, №1. P. 51–58.
9. Савич В.В. // I Symposium Inzynieria Ortopedyczna I Protetyczna – IOP-97. Bialystok, 23–24 czerwca 1997. S. 515–525.
10. Savich V. // Proc. of Euro PM2007 Powder Metallurgy Congress & Exhibition. Toulouse, 15–17 October 2007. Vol. 1. P. 399–404

11. Story B.J., Wagner W.R. New enhanced coating for dental implants // Sulzer Technical Review. 1998. № 1. P. 38–40.
12. Albrektsson T., Branemark P.I., Hansson H.A. et al. // Acta Orthop. Scand. 1981. B. 52. P. 155–170.
13. Buser D., Schenk R.K., Steinemann S. et al. // J. Biomed. Mater. Res. 1991. B. 25. P. 889–902.
14. Cameron H.U., Pillar R.M., Macnab I. // J. Biomed. Mater. Res. 1973. Vol. 10. P. 301–311.
15. Cameron H.U., Pillar R.M., Macnab I. // J. Biomed. Mater. Res. 1976. Vol. 10. P. 295–302.
16. Cook S.D., Georgette F.S., Skinner H.B. et al. // J. Biomed. Mater. Res. 1984. Vol. 18. P. 497–512.
17. Galante J., Rostoker W., Lueck R. et al. // J. of Bone and Joint Surg. 1971. Vol. 53A, № 1. P. 101–114.
18. Hahn H., Palich W. // J. Biomed. Mater. Res. 1970. Vol. 4. P. 571–577.
19. Nilles J.L., Coletti J.R., Wilson C. // J. Biomed. Mater. Res. 1973. Vol. 7. P. 231–251.
20. Cook S.D., Thomas K.A., Kay J.F., Jarcho M. // Clin Orthop. Vol. 303. P. 230–237.
21. Jarcho M. // Clin Orthop. 1981. Vol. 259. P. 157–169.
22. Lord G.A. // Med. Ort. Technik. 1980. Vol. 100. P. 39–43.
23. Cook S.D., Walsh K.A., Haddad R.J. // Clinical Orthopaedics and Related Research. 1985. Vol. 193. P. 271–280.
24. Peterson C.D., Miles J.S., Solomans C. // J. Bone Joint Surg. 1969. B. 51 A. P. 805–809.

УДК 616-71

ПРИБОР НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ САХАРНОГО ДИАБЕТА

Н.И. СИЛКОВ, М.М. БОРИСИК, И.М. КОРОЛЬ*

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

**Белорусская медицинская академия последипломного образования
П. Бровка, 3, корп.3, Минск, 220013, Беларусь*

Поступила в редакцию 19 ноября 2016

Приведены результаты разработки прибора для неинвазивной оценки содержания сахара в крови. Прибор может использоваться в качестве диагностического и для мониторинга сахарного диабета. Рассматриваемый прибор может помочь избавиться от используемой ныне травматичной для пальцев и небезопасной операции по забору крови для выполнения анализа.

Ключевые слова: сахарный диабет, гемоглобин, измерительный блок.

Введение

Сахарный диабет (СД) занимает третье место в мире после сердечнососудистых заболеваний и рака по массовости и степени тяжести. По различным источникам, в мире насчитывается от 120 до 180 млн. больных диабетом, что составляет 2–3 % от всего населения планеты. Десятки миллионов людей страдают невыявленными формами заболеваний, или же у них возможна предрасположенность к болезни, так как имеются родственники, страдающие СД. По сегодняшним прогнозам каждые 15 лет ожидается двукратное увеличение числа больных. Среди больных СД 10–20 % составляют больные с первым (инсулинозависимым) типом диабета, которые нуждаются в постоянном мониторинге этой болезни.

Цель исследования и структура прибора

Приоритетными задачами в области охраны здоровья населения являются: развитие здорового образа жизни, раннее выявление заболеваний и предотвращение их перехода в хроническую форму. При этом только совершенствование системы здравоохранения, его модернизация в постоянно изменяющихся социально-экономических условиях может обеспечить достижение этих задач. Степень развития лабораторной (клинической) медицины