

ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ОСТЕОГЕНЕЗА НА МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ПОРИСТОГО ТИТАНА ПРИ СЖАТИИ

¹Никитин А.В., ²Шилько С.В.

¹УО «Белорусский государственный университет», Минск

²ГНУ Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАНБ, Гомель

Введение. Критическим параметром, определяющим нормальное приживление и последующее функционирование имплантируемых протезов, является прочность их соединения с прилегающими биотканями организма. Повышение этого показателя достигается созданием микрорельефа (разного рода неровностей и каналов) на поверхности имплантата. В этой связи проницаемость и развитая поверхность пористых материалов на основе керамики, полимеров и металлов обеспечивают активное врастание биоткани и формирование сети кровеносных сосудов, способствуя широкому применению таких материалов в хирургии.

Для частичного или полного замещения костных тканей активно применяется пористый титан [1-5], обладающий коррозионной стойкостью и биосовместимостью, повышенной статической прочностью и формостабильностью в сравнении с известными бионейтральными полимерными материалами, а также ударной вязкостью, существенно превосходящей вязкость керамических протезирующих материалов. Модуль упругости пористого титана можно регулировать в довольно широком интервале значений, характерных для костной ткани [6,7], что способствует деформационной совместимости имплантатов [6]. В результате снижается концентрация напряжений и улучшается передача нагрузки на проксимальную часть бедренной кости, если речь идет об эндопротезах суставов.

Чтобы оптимизировать конструкцию эндопротезов и прогнозировать их работоспособность, необходимо оценить кинетику изменения деформационно-прочностных свойств пористого титана в процессе остеогенеза и образования композита кость/титан. Весьма информативными представляются экспериментальные и теоретические методы механики композитов [7-9], в частности, анализ диаграмм деформирования, получаемых при механических испытаниях образцов имплантируемого пористого материала в различных фазах остеогенеза [10,11].

Целью настоящего исследования была оценка изменения упругих свойств пористого титана при завершеном остеогенезе в протезах тазобедренного сустава.

Материал и методика исследования. В качестве объекта исследования использовали ножку эндопротеза бесцементной фиксации со вставками из пористого титана (рис. 1) до и после имплантации на срок, при котором завершился остеогенез. Можно отметить, что способ размещения и развитая поверхность вставок направлены на повышение прочности адгезионного соединения имплантата с костными тканями в зоне максимальных растягивающих напряжений.

Для количественной оценки прогнозируемого эффекта упрочнения в результате формирования композита кость/титан проводились испытания на статическое сжатие призматических сегментов вставок толщиной 4 мм до и после заполнения пор, размер которых варьировался в пределах 150...350 мкм, костной тканью. Нагружение производилось на машине Instron 5567 (ИММС НАНБ) со скоростью 10 мм/мин (рис. 2). Результаты испытаний представлены на рис. 3. Напряжения рассчитывались, исходя из поперечного сечения образца в недеформированном состоянии (это является корректным ввиду высокой сжимаемости пористого титана; погрешность возрастает по мере остеогенеза вследствие увеличения коэффициента Пуассона). На диаграмме деформирования выделяются три линейных участка. Искажения формы образцов в виде неплоскостности и шероховатости граней проявляются в виде начального участка, который в дальнейшем исключался из рассмотрения.



а) исходная структура вставки из пористого титана;
 б) структура с порами, заполненными костной тканью
 Рисунок 1 – Ножка эндопротеза бесцементной фиксации



Рисунок 2 – Испытательная машина Instron 5567.

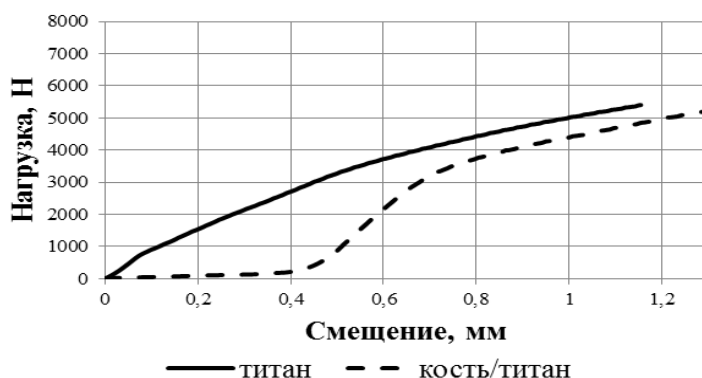


Рисунок 3 – Зависимость нагрузки от смещения. Сплошная линия – пористый титан; пунктирная линия – композит кость/титан

Для определения модуля Юнга по приведенной ниже формуле анализировали второй линейный участок диаграмм в интервале сжимающего усилия 1000...3000Н:

$$E = \frac{\Delta F}{\Delta U} \cdot \frac{H}{S},$$

где E – модуль Юнга; ΔF – приращение усилия сжатия; ΔU – приращение перемещений сжатия; S , H – площадь поперечного сечения и высота образца соответственно.

Обсуждение результатов. Результаты исследований показали справедливость предположения, что заполнение ячеек пористого титана костной тканью способствует повышению его механических характеристик. Модуль Юнга исходного образца, рассчитанный исходя из диаграммы сжатия, составил 0,61 ГПа. Следует отметить соответствие указанного значения экспериментальным данным для губчатой кости. Модуль Юнга сформированного композита кость/титан равен 1,24 ГПа. Таким образом, в процессе остеосинтеза происходит более чем двукратное увеличение модуля упругости имплантируемого материала.

Несмотря на довольно убедительные результаты проведенного эксперимента, следует принять во внимание предварительный характер полученных результатов, не позволяющих дать статистически значимую оценку влияния остеогенеза на деформационные характеристики пористого титана. В дальнейшем планируется проведение дополнительных испытаний с использованием большего количества образцов, а также исследование реологических свойств рассматриваемых материалов.

Заключение. Показано, что кинетика деформационно-прочностных свойств пористого титана в процессе остеогенеза является актуальной областью биомеханических исследований. Проведенные испытания на статическое сжатие показали двукратное повышение модуля упругости имплантированного материала в результате заполнения пор костной тканью.

Резюме

Рассмотрено применение пористого титана для повышения функциональных характеристик эндопротезов. Показано, что кинетика деформационно-прочностных свойств пористого титана в процессе остеогенеза является актуальной областью биомеханических исследований. Проведенные испытания на статическое сжатие показали двукратное повышение модуля упругости имплантированного материала в результате заполнения пор костной тканью.

Литература

1. Гюнтер, В.Э. Физико-механические свойства и структура сверхэластичных пористых сплавов на основе никелида титана / В.Э. Гюнтер [и др.] // Письма в ЖТФ. – 2000. – Т. 26, Вып. 1. – С. 71-76.
2. Spoerke, E.D. Titanium with aligned, elongated pores for orthopedic tissue engineering applications / E.D. Spoerke [etc.] // J. of Biomed. Mater. Research Part A. – 2008. – 84A. – 402-412.
3. Choe, H. Superalloy foams produced by gas-phase alloying techniques / H. Choe, D. Dunand // 3rd Int. Conf. on Cellular Metals and Metal Foaming Technology. – Berlin. – 2003. – P. 261-266.
4. Пинчук, Л.С. Эндопротезирование суставов: технические и медико-биологические аспекты / Л.С. Пинчук, В.И. Николаев, Е.А. Цветкова. – Гомель, ИММС НАНБ. – 2003. – 308 с.
5. Савич, В.В. Влияние состояния поверхности титановых имплантатов на их взаимодействие с биологическими тканями и жидкостями / В.В. Савич, М.Г. Киселев, Т.П. Павич // Порошковая металлургия: Респ. межвед. сб. научн. трудов. – Вып. 29. – Минск, 2006. – С. 283–306.
6. Шилько, С.В. О деформационной совместимости имплантатов с мягкими биологическими тканями / С.В. Шилько [и др.] // XLII Респ. научно-метод/ семинар «Применение методов компьютерной механики в инженерии, науке, образовании». – Минск, 3-4 февр. 2011 г.
7. Shilko, S. Development of metal-polymer composite for cardioprosthesis: application of mesomechanics, surface engineering and hemocompatibility analysis / S. Shilko [etc.] // Инженерия поверхности. Новые порошк. комп. материалы. Сварка. Сб. докл. межд. симп. Ч. 2. – Минск, 25-27 марта 2009. – С. 276–282.
8. Michailidis, N. Experimental and FEM analysis of the material response of porous metals imposed to mechanical loading / N. Michailidis [etc.] // J. Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects. – 2011. – Vol. 382. – P. 124–131.
9. Singh, R. Characterization of the deformation behavior of intermediate porosity interconnected Ti foams using micro-computed tomography and direct finite element modeling / R. Singh [etc.] // J. Acta Biomaterialia. – 2010. – N 6. – P. 2342–2351.
10. Меликян, М.Л. Динамика минерализации костной ткани в пористом титане и прочностные свойства композита «титан – костная ткань» / М.Л. Меликян, В.И. Итин // Письма в ЖТФ. – 2002. – т. 28, вып. 16. – С. 20-24.
11. Sargeant, T.D. Hybrid bone implants: Self-assembly of peptide amphiphile nanofibers within porous titanium / T.D. Sargeant [etc.] // Biomaterials. – 2008. – Vol. 29. – P. 161-171.

Summary

Using of porous titanium for the improvement of functional characteristics of endoprosthesis is considered. It's shown that kinetics of deformational and strength properties of porous titanium under osteogenesis process is an actual topic of biomechanics. The compression tests performed allows us to note twice increasing of implanted material's Young modulus due to bone tissue ingrowth.

Поступила в редакцию 28.11.2012