

Copyright © 2015 by Academic Publishing House *Researcher*

Published in the Russian Federation
European Journal of Medicine. Series B
Has been issued since 2014.
ISSN: 2409-6296
E-ISSN: 2413-7464
Vol. 4, Is. 3, pp. 148-154, 2015

DOI: 10.13187/ejm.s.b.2015.4.148
www.ejournal27.com



UDC 616

Microhardness of Bone Tissue After Different Alloy Implantation

Nataliia Zaitseva

Sumy State University, Ukraine
40007, 2, R-Korsakova Street
PhD Student
E-mail: Zircon-prior@i.ua

Abstract

Integral indicator of bone quality is microhardness, which depends both on the condition of the inorganic component and the quality of the extracellular organic matrix. There are a lot of researches indicated microhardness changes around the metal implants, but it is not clear how it change distant from injured place.

The aim of our research was to determine the microhardness of the femoral bone at different terms after the implantation of metal alloys with different composition.

65 rabbits were random in 5 groups – intact, control (bone defect) and 3 experimental. We used TiVT6 alloy with high elasticity module and β - (Ti-Zr) alloy with low Young module for the experimental groups. All alloys were implanted in distal epiphysis of femur.

Bone microhardness was detected in perimplanted zone as well as in middle of diaphysis and proximal epiphysis.

Injury of bone leads to a decrease in the hardness in the zone of the defec as well as in distal zones, followed by recovery up to 6 month. Use the classic high-modulus alloy TiVT6 leads to a significant decrease in the microhardness of all sections of bone in the early and late postoperative period. Implantation of low modulus alloy β (Ti-Zr) leads to a reduction of hardness just after 1 and 3 months after the injury, and the use of hydroxyapatite coating significantly reduces the loss of bone quality at all times after implantation.

Keywords: bone defect, microhardness, metal alloys, hydroxyapatite.

Введение

Для решения проблемы улучшения взаимодействия имплантата с костью на сегодня предложены многочисленные модификации, в частности изменение морфологии и состава поверхности материала для увеличения адгезии остеогенных клеток и их пролиферации [6]. Для этого используют покрытие имплантата гидроксиапатитом, формирование нано- и микроструктурованой поверхности [5, 11]. Многочисленные исследования доказали преимущество модифицированных имплантатов и уменьшение осложнений при их использовании [7].

Отдельной проблемой является развитие эффекта стрессового смещение вследствие несоответствия модуля упругости костной ткани (до 30 ГПа) и традиционных имплантатов (от 100 ГПа). В результате длительного использования происходит перераспределение

нагрузки вокруг имплантата и развитие ремоделирования костной ткани с возникновением изменений, характерных для остеопороза, в результате чего может быть нарушена стабильность протеза [2, 8]. Для решения этого вопроса создан низко модульный сплав β -(Ti-Zr) с модулем упругости до 47 ГПа, который может уменьшить развитие эффекта стрессового смещения [4].

Другой проблемой длительного использования имплантов является их коррозия с высвобождением металлов и их интеграцией в метаболизм костной ткани. Коррозия имплантатов возникает в результате взаимодействия продуктов костных клеток с поверхностью протеза, в частности кислотная эрозия при высвобождении кислой фосфатазы остеокластами [9, 11].

Несмотря на многочисленные экспериментальные и клинические исследования изменений костной ткани в периимплантационной зоне при использовании имплантатов разного состава, изменения отдаленных участков кости почти не изучались [1, 3].

Интегральным показателем качества костной ткани является микротвердость, которая зависит как от состояния неорганической составляющей, так и от качества межклеточного органического матрикса.

Поэтому, **целью** нашей работы стало определение микротвердости костной ткани бедренной кости в разные сроки после имплантации металлических сплавов различного состава.

Материалы и методы исследования

В эксперименте были задействованы 65 кроликов породы «шиншилла» возрастом 4-5 месяцев с начальной массой $3,5 \pm 0,3$ кг. Эксперимент проведен в соответствии с положениями «Европейской конвенции о защите позвоночных животных, используемых для экспериментов и других научных целей» (Страсбург, 1986), «Общих этических принципов экспериментов на животных», принятых Первым национальным конгрессом по биоэтике (Киев, 2001). Планирование и проведение эксперимента было согласовано Комиссией по биомедицинской этике Медицинского института СумГУ.

Животных рандомизировали в 5 серий по 15 особей (5 кроликов- в серии интактных животных) в соответствии с целями и задачами исследования.

Интактные животные, которым не проводили хирургическое вмешательство составили 1-ю серию и использовались для проведения сравнительного анализа с результатами экспериментальных серий.

2 серию составили животные, которым наносился дырчатый дефект в проксимальном отделе бедренной кости (на границе диафиза и дистального эпифиза) диаметром 3,5 мм. Таким образом, данная группа животных использовалась в качестве негативного контроля.

Особям 3 - 5 серии под наркозом (кетамин 7 мг / кг и тиопентал 10 мг / кг) проводилась операция по постановке зубного имплантата в проксимальный отдел бедренной кости с нагрузкой на имплантат от 30 до 35 Н. После операции рану послойно зашивали и фиксировали конечность в течение 1 недели для обеспечения первичной фиксации. С целью предупреждения бактериальных осложнений проводили ежедневные инъекции антибиотиков в течение одной недели.

Диаметр всех имплантатов составил 3,5 мм, длина - 8 мм. Распределение имплантатов в соответствии с сериями происходило следующим образом:

3 серия - Титановый сплав VT-6 (TiVT6)

4 серия - β (Ti-Zr) сплав,

5 серия - β (Ti-Zr) сплав с гидроксипатитным покрытием.

Животных всех серий выводили из эксперимента путем передозировки наркоза в сроки 1, 3 и 6 месяцев после операции с целью определения показателя микротвердости костной ткани в ранний и поздний послеоперационный периоды. Животным выделяли травмированную бедренную кость, отсепарировали мышцы и другие мягкие ткани и удаляли имплантат. Для исследования брали три участка кости: проксимальный эпифиз для выявления изменений в периимплантационной зоне, середину диафиза и дистальный эпифиз для определения изменений отдаленных участков органа на имплантацию.

Изучение микротвердости проводили на приборе ПМТ-3. Перед проведением исследования поверхность участка кости полировали и фиксировали образец на

металлическом столике с помощью эпоксидных смол. Для определения микротвердости в исследуемый образец под действием нагрузки P вдавливается алмазная пирамида. В наших опытах величина нагрузки составила 0,1 кгс. После действия нагрузки на поверхности образца остается отпечаток в виде пирамиды с квадратным основанием. Для определения числа твердости H (кгс / мм²) нагрузку P делят на условную площадь боковой поверхности отпечатка:

$$HV = 18544 \left(\frac{P}{d^2} \right)$$

где P - нагрузка на пирамиду; d - диагональ отпечатка.

Результаты исследования

Определение показателя микротвердости позволяет оценить механические свойства костной ткани и выявить нарушения, обусловленные изменениями строения органической и минеральной фазы. В отличие от показателей прочности кости, изменение числа твердости позволяет выявить нарушения биомеханических параметров кости на ранних этапах развития патологического процесса. Число твердости компактного вещества диафиза бедренной кости кролика интактной серии составляет $284,1 \pm 8,2$ кгс / мм². Данный параметр губчатого вещества проксимального и дистального эпифиза является несколько меньше и составляет соответственно $214,8 \pm 4,5$ кгс / мм² и $202,6 \pm 8,6$ кгс / мм².

Число твердости в зоне регенерата дистального эпифиза через месяц после травмы значительно меньше показателей интактных животных - $112,9 \pm 4,8$ кгс / мм², что обусловлено незавершенными процессами минерализации. При этом показатель микротвердости диафиза и проксимального эпифиза также достоверно уменьшается, что является подтверждением изменений структуры удаленных участков кости в условиях травмы. Число твердости указанных участков равно $239,5 \pm 12,7$ кгс / мм² и $192,5 \pm 7,9$ кгс / мм².

Через 3 месяца после формирования дырчатого дефекта, число твердости костной ткани дистального эпифиза составляет $145,3 \pm 7,4$ кгс / мм², что все еще достоверно меньше показателей интактных животных. Показатель микротвердости диафиза и проксимального эпифиза восстанавливается через 3 месяца после травмы и составляет соответственно $291,6 \pm 17,2$ кгс / мм² и $203,4 \pm 8,1$ кгс / мм².

Показатели микротвердости костной ткани через 6 месяцев после травмы не отличаются от интактных животных и составляют в диафизе $296,8 \pm 23,6$ кгс / мм², в дистальном и проксимальном эпифизах - соответственно $219,6 \pm 16,3$ кгс / мм² и $208 \pm 11,5$ кгс / мм².

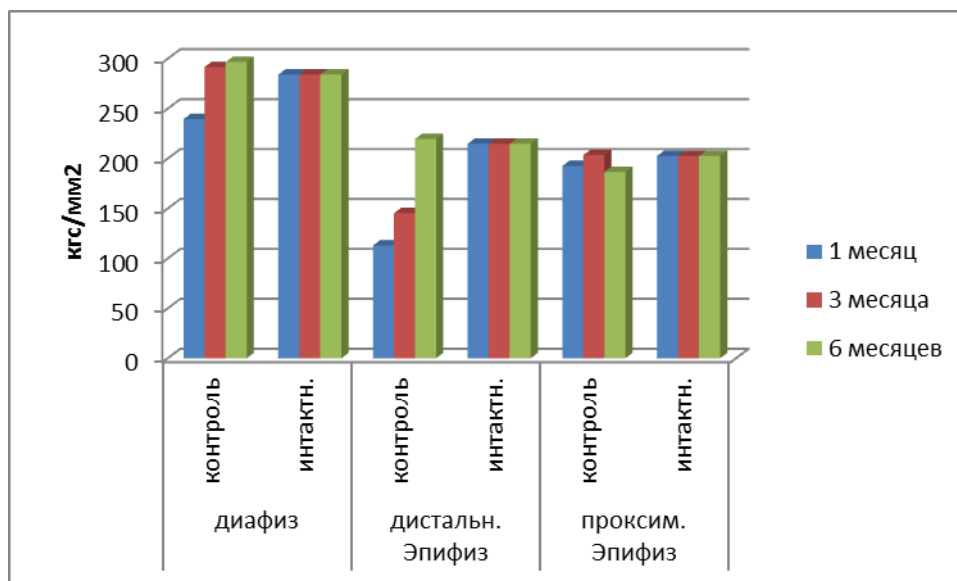


Рис. 1. Показатели микротвердости костной ткани животных интактной и контрольной серии

Исследование показателей микротвердости костной ткани трабекул периимплантационной зоны через месяц после введения сплава TiVT6 выявило уменьшение числа твердости по сравнению с контролем до $154,6 \pm 2,9$ кгс / мм², однако данный показатель достоверно превышает данные контрольной группы. Это обусловлено сохранением структуры кости вокруг имплантата, в то время как показатель микротвердости в контроле определялся на поверхности вновь образованных костных трабекул с низким уровнем минерализации. Активация процессов ремоделирования в условиях новых эргономических реалий обуславливает уменьшение числа твердости в середине диафиза к $248,5 \pm 4,8$ кгс / мм² и в проксимальном эпифизе к $186,6 \pm 1,8$ кгс / мм².

Показатели микротвердости костной ткани через 3 месяца после травмы остаются меньше контроля и показателей интактных животных, что свидетельствует о продолжении процессов перестройки костного матрикса. Так, число твердости в периимплантационной зоне остается на уровне предыдущего срока наблюдения - $153,2 \pm 5,2$ кгс / мм². А в проксимальном эпифизе и диафизе уменьшается до $232,9 \pm 9,2$ кгс / мм² и $179,4 \pm 3,7$ кгс / мм² соответственно.

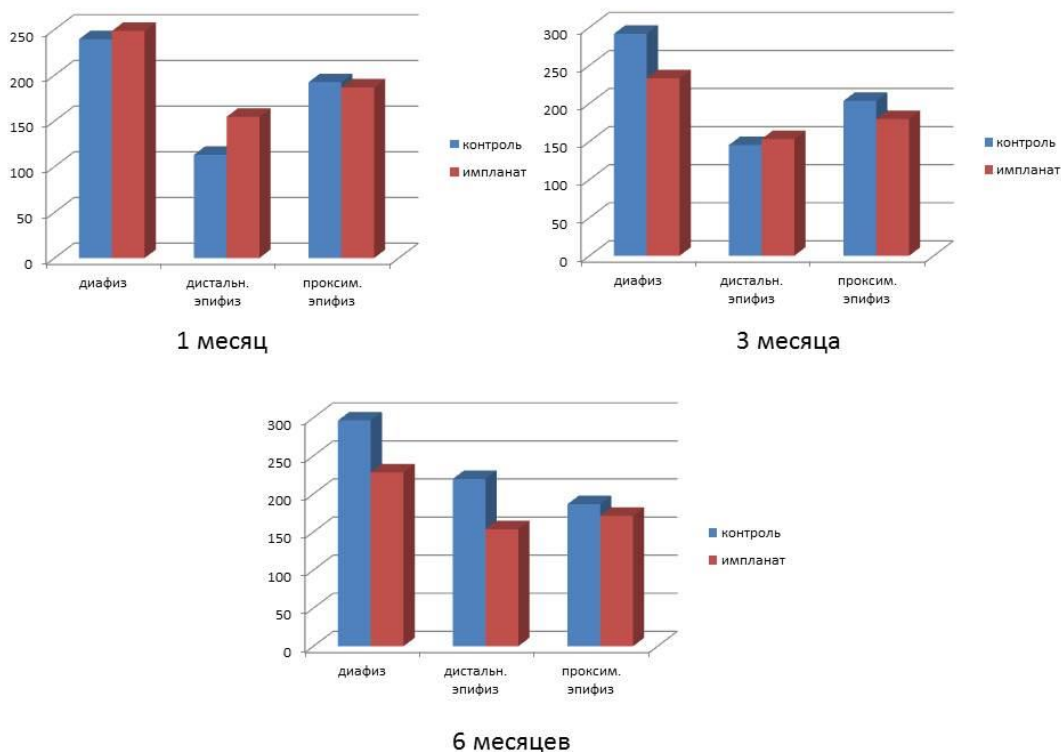


Рис. 2. Показатели микротвердости костной ткани в различные сроки после имплантации сплава TiVT6.

Параметры микротвердости костной тканей через 6 месяцев остаются почти без изменений по сравнению с предыдущим сроком наблюдения, в отличие от контрольной группы, где происходит восстановление механических параметров костной ткани. Влияние нового биомеханического окружения, негативное воздействие металлов с имплантата и нарушение баланса процессов ремоделирования приводит к уменьшению числа твердости во всех исследуемых участках. Так, число твердости в периимплантационной зоне составляет через 6 месяцев наблюдения $153,7 \pm 5,8$ кгс / мм², в проксимальном эпифизе - $171,2 \pm 2,5$ кгс / мм² и в диафизе - $228,3 \pm 6,4$ кгс / мм².

Через месяц после имплантации титан-циркониевого сплава с низким модулем упругости микротвердость костной ткани ниже показателей интактных животных, однако несколько превышает контроль и показатели предыдущей серии. Именно наличие низкого модуля упругости может снизить развитие эффекта стрессового смещения, который и приводит к нарушению качества костной ткани. Число твердости в периимплантационной

зоне составляет через месяц наблюдения $142,0 \pm 5,3$ кгс / мм², в диафизе - $253,9 \pm 9,7$ кгс / мм² и в проксимальном эпифизе - $184,6 \pm 3,8$ кгс / мм².

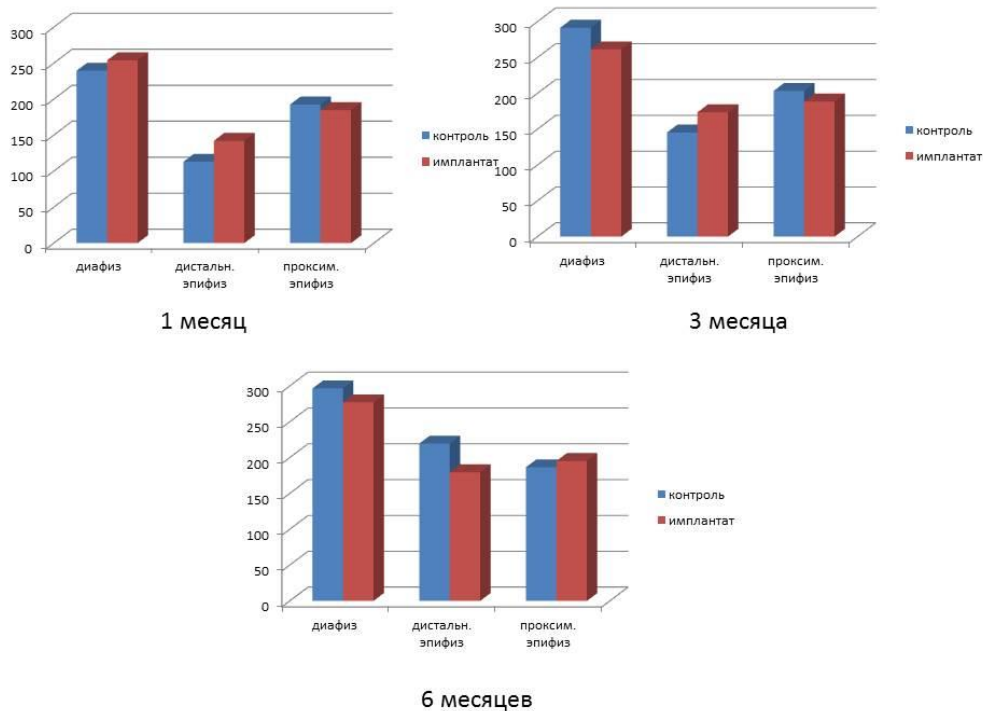


Рис. 3. Показатели микротвердости костной ткани в различные сроки после имплантации сплава β (Ti-Zr).

Число твердости костной тканей диафиза через 3 и 6 месяцев достоверно, однако незначительно отличается от интактных животных, что свидетельствует о незначительных изменениях строения кости в отдаленные сроки после имплантации. Одним из возможных механизмов почти полного восстановления микротвердости является незначительное развитие эффекта стрессового смещения при использовании низко модульной сплава. Число твердости при этом составляет соответственно $261,4 \pm 4,7$ кгс / мм² и $277,2 \pm 1,4$ кгс / мм². В проксимальном эпифизе происходит полное восстановление данного показателя до 6-го месяца наблюдения, который составляет $195,3$ кгс / мм². В периимплантационной зоне наблюдается рост числа твердости через 3 месяца до $173,5 \pm 4,8$ кгс / мм² и через 6 месяцев - до $179,5 \pm 3,7$ кгс / мм². Однако данный показатель все еще достоверно отличается от контроля.

Как и в предыдущей экспериментальной серии, использование титан-циркониевого имплантата с гидроксиапатным покрытием приводит к уменьшению числа твердости костной ткани в периимплантационной зоне. Однако показатель микротвердости значительно выше по сравнению с другими сериями эксперимента и составляет $153,4 \pm 1,8$ кгс / мм². Уменьшение активности процессов ремоделирования обуславливает незначительные изменения числа твердости костной ткани диафиза и проксимального эпифиза по сравнению с интактными животными. При этом показатель микротвердости является достоверно выше контроля и составляет соответственно $271,2 \pm 3,6$ кгс / мм² и $199,4 \pm 8,1$ кгс / мм².

Через 3 месяца эксперимента число твердости костной ткани в периимплантационной зоне возрастает до $185,9 \pm 2,5$ кгс / мм², что значительно превышает контроль, однако несколько меньше показателей интактных животных. Микротвердость вещества диафиза составляет $283,9 \pm 4,5$ кгс / мм², что соответствует интактным показателям, проксимального эпифиза - $193,6 \pm 7,2$ кгс / мм², что незначительно отличается от нормы.

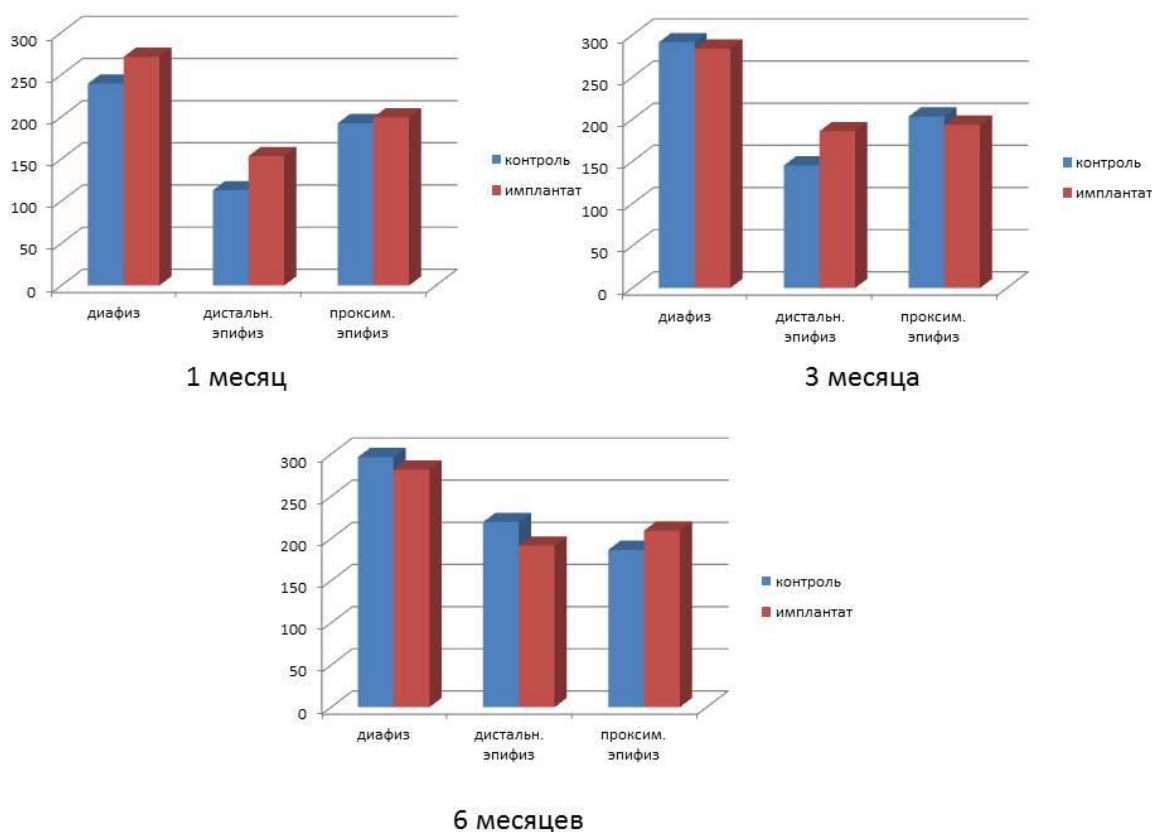


Рис. 4. Показатели микротвердости костной ткани в различные сроки после имплантации сплава β (Ti-Zr) с гидроксиапатитным покрытием.

Микротвердость костной ткани через 6 месяцев составляет в диафизе $281,7 \pm 3,6$ кгс / мм², в дистальном и проксимальном эпифизе - $191,5 \pm 2,7$ и $209,4 \pm 9,2$ кгс / мм² соответственно. Достоверная разница с показателями интактных животных наблюдается только для периимплантационной зоны. Однако число твердости в данной области через пол-года после имплантации β (Ti-Zr) сплава с гидроксиапатитным покрытием является самым высоким в сравнении с другими экспериментальными сериями.

Выводы:

1. Травма кости приводит к снижению числа твердости как в зоне дефекта, так и на отдаленных участках органа с последующим восстановлением в отдаленные сроки после формирования дефекта.
2. Использование классического высокомодульного сплава TiVT6 приводит к достоверному снижению микротвердости всех участков кости как в ранний, так и поздний послеоперационный период.
3. Имплантация низко модульного сплава β (Ti-Zr) приводит к снижению числа твердости лишь через 1 и 3 месяца после травмы, а использования гидроксиапатитного покрытия позволяет значительно уменьшить потерю качества костной ткани во все сроки после имплантации.

References:

1. Bugbee W.D., Suchterz C.J., Bugh C.A. Bone remodeling around cementless hip implant. *Southern Med. J.* 1996; 89: 1036-1040
2. Joshi M.G., Advni S.G., Miller F., Santare M.H. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *J. Biomechanics.* 2000; 33: 1655-1662
3. Lin D, Li Q, Li W, Duckmanton N, Swain M. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *J Biomech.* 2010; 43(2): 287-93

4. Niinimäki T., Junila J., Jalovaara P. A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding. *Intl. Orthopaedics*. 2001; 25: 85-88
5. Nijhuis A.W.G., Leeuwenburgh S.C.G., Jansen J.A. Wet-Chemical deposition of functional coatings for bone implantology. *Macromol. Biosci*. 2010; 10: 1316–1329
6. Schliephake H., Scharnweber D. Chemical and biological functionalization of titanium for dental implants. *J. Mater. Chem*. 2008; 18: 2404–2414.
7. Seshima H., Yoshinari M., Takemoto S., Hattori M., Kawada E., Inoue T., Oda Y. Control of bisphosphonate release using hydroxyapatite granules. *J. Biomed. Mater. Res. Appl. Biomater*. 2006; 78: 215–221
8. Tang H., Jiang Y., Luo X.Z., Ren S.M., Genet H.K. Assessment of periprosthetic bone loss after total hip arthroplasty. *Clin. Med. J*. 2002; 115: 510-513
9. Urban R. M., Jacobs J. J., Gilbert J. L., and Galante J. O. Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *Bone and Joint Surg*. 1994; 76-A: 1345-1359
10. Wahl D.A., Czernuszka J.T. Collagen-hydroxyapatite composites for hard tissue repair. *Eur. Cell Mater*. 2006; 11: 43–56.
11. Williams D.F. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*. 2008; 29: 2941–2953.

УДК 616

Число твердости костной ткани после имплантации различных сплавов

Наталья Владимировна Зайцева

Сумский государственный университет, Украина
40018, ул. Р-Корсакова, 2
Аспирант
E-mail: Zircon-prior@i.ua

Аннотация. Интегральным показателем качества костной ткани является микротвердость, которая зависит как от состояния неорганической составляющей, так и от качества межклеточного органического матрикса. Многие исследования показывают изменения данного показателя в периимплантационной зоне, в то время как изменения микротвердости отдаленных участков травмированной кости практически не изучались.

Поэтому, целью нашей работы стало определение микротвердости костной ткани бедренной кости в разные сроки после имплантации металлических сплавов различного состава.

65 кролей были рандомизированы в 5 серий – интактная, контрольная (дырчатый дефект кости) и 3 экспериментальные. Последним проводилась имплантация сплава TiVT6 с высоким модулем упругости и β - (Ti-Zr) сплава с низким модулем Юнга. Имплантация проводилась в дистальный эпифиз.

Микротвердость кости определялась в периимплантационной зоне, а также в середине диафиза и проксимальном эпифизе.

Травма кости приводит к снижению числа твердости как в зоне дефекта, так и на отдаленных участках органа с последующим восстановлением в отдаленные сроки после формирования дефекта. Использование классического высокомодульного сплава TiVT6 приводит к достоверному снижению микротвердости всех участков кости как в ранний, так и поздний послеоперационный период. Имплантация низко модульного сплава β (Ti-Zr) приводит к снижению числа твердости лишь через 1 и 3 месяца после травмы, а использования гидроксиапатитного покрытия позволяет значительно уменьшить потерю качества костной ткани во все сроки после имплантации.

Ключевые слова: Костный дефект, микротвердость, металлические сплавы, гидроксиапатит.