
БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПЕРВИЧНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ПРИ НЕСТАБИЛЬНЫХ ЧРЕЗВЕРТЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМАХ

¹Канзюба А.И., ²Ярьсько А.В., ³Климовицкий Ф.В., ³Канзюба М.А., ¹Попюрканич П.П.

¹Государственной высшее учебное заведение «Ужгородский национальный университет»;

²Государственное учреждение «Институт патологии позвоночника и суставов

им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков; ³Донецкий национальный медицинский университет, МОЗ Украины

Современный подход к хирургическому лечению остеопоротических переломов вертельной области у пациентов пожилого и старческого возраста, наряду с остеосинтезом, включает применение первичного эндопротезирования [11,12]. Первичная артропластика, предлагается как альтернативное вмешательство, в случаях высокой степени вероятности несостоятельности остеосинтеза при вынужденном раннем нагружении оперированной конечности [9,12]. Как метод выбора, артропластика рекомендуется при нестабильных переломах, относящихся к типам 31 – А2 и 31 – А3 [10,12,17].

Имплантация бедренного компонента эндопротеза сопряжена с необходимостью восстановления проксимального отдела костно-мозгового канала и фиксации отдельных фрагментов серкляжной проволокой [4,14]. Для обеспечения оптимального взаимоотношения импланта с проксимальным отделом бедренной кости и воссоздания бедренного офсета обсуждаются варианты восстановления бедренного калькара [16,20]. Восстановление проксимального отдела костно-мозгового канала позволяет применять как цементную, так и безцементную фиксацию бедренного компонента [4,12]. Клинические наблюдения подтверждают возможность раннего нагружения поврежденной конечности после выполнения артропластики при нестабильных остеопоротических переломах вертельной области [9,18].

Для биомеханической оценки стабильности фиксации импланта представляется значимым исследование внутренних

напряжений, возникающих в костной ткани проксимального отдела бедренной кости, вокруг бедренного компонента эндопротеза при опоре на оперированную конечность в зависимости от характера реконструкции вертельной и межвертельной области.

Цель исследования – путем численного анализа на математической модели выявить особенности изменений напряженно-деформированного состояния в проксимальном отделе бедренной кости вокруг имплантированного бедренного компонента эндопротеза при наличии чрезвертельного перелома на фоне инволютивного остеопороза в связи с функциональной нагрузкой.

Материал и методы. Исследования проведены на геометрической модели «таз – бедро», построенной на основе модели, разработанной в лаборатории биомеханики ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины» [3]. В соответствии с намеченной целью исследования созданы два варианта модели, представляющие чрезвертельный перелом, соответствующий типу 31 – А2 согласно классификации АО [17] (рис. 1). Оба варианта использованы для расчетов напряженно-деформированного состояния (НДС), применительно к имплантации бедренного компонента эндопротеза. В обоих вариантах глубина погружения импланта в костно-мозговой канал была одинакова и соответствовала принятым параметрам (рис. 1а). При расчетах учтено уменьшение механической прочности кости в связи с остеопорозом.

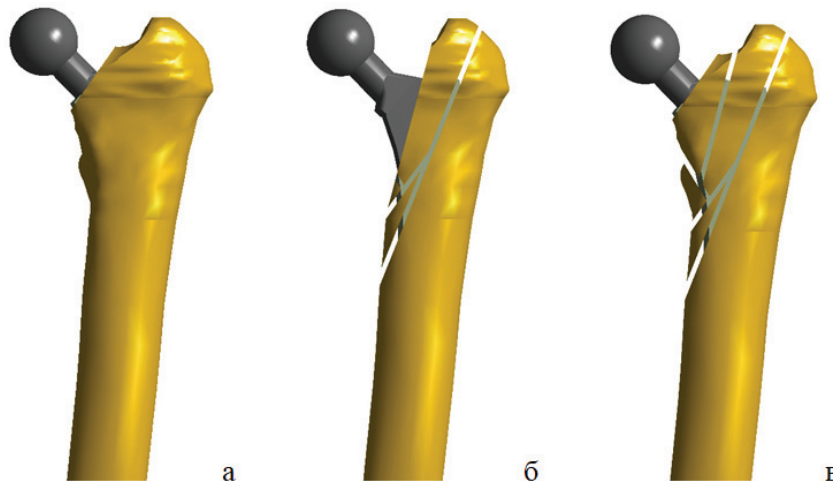


Рис. 1. Расчетные модели левой бедренной кости: а) модель бедренной кости без перелома, неизменная кость; б) модель многооскольчатого чрезвертельного перелома, остеопоротическая кость, имплантация эндопротеза без восстановления межвертельной области и калькара; в) модель чрезвертельного перелома, остеопоротическая кость, имплантация эндопротеза с пластикой межвертельной области и калькара кольцевидным трансплантатом

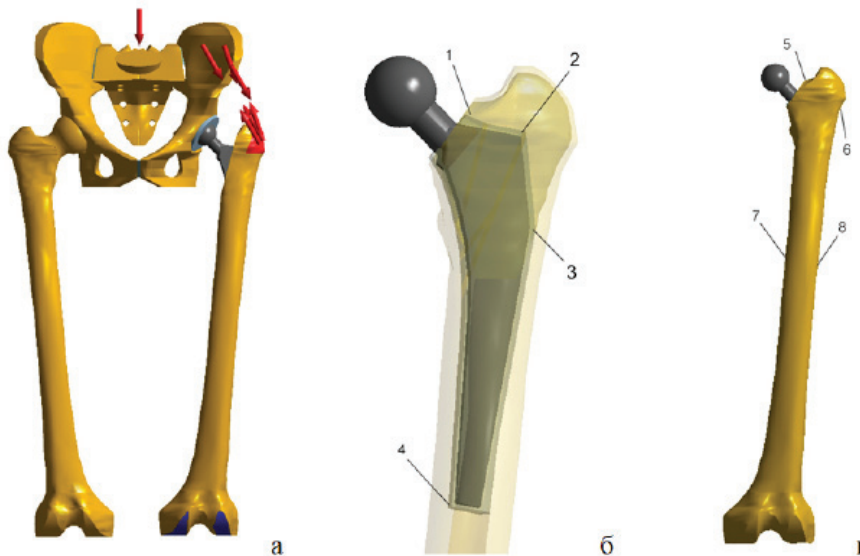


Рис. 2. Расчетная модель: а) направление действия сил и закрепление модели; б) контрольные точки во фронтальном сечении бедренной кости; в) контрольные точки на поверхности бедренной кости

Согласно условиям моделирования, костные фрагменты вертельной области предварительно соединены серпяжками с последующей цементной фиксацией импланта в костно-мозговом канале. В первом варианте имплантация произведена без восстановления межвертельной области и бедренного калькара (рис. 1б).

Второй вариант включает реконструкцию межвертельной области кольцевидным трансплантатом, взятым из основания удаляемого проксимального фрагмента в соответствии с предложенным нами способом [1] (рис. 1в).

Для решения поставленной задачи использован метод конечных элементов (МКЭ) [15,22].

Построение моделей проводилось в программе SolidWorks [13]. Анализ напряженного состояния проводился в программе ANSYS Workbench. Общая модель состоит из 1234567 конечных элементов. В качестве оценки напряженного состояния выбраны напряжения по Мизесу как наиболее информативный вид общего напряженного состояния.

Схема нагружения. В качестве нагрузки выбрано действие веса тела без исследуемой нижней конечности (одноопорное стояние), а также действие мышечно-связочного аппарата при вертикальном положении тела. Нижняя плоскость левого коленного сустава закреплена. Суммарная нагрузка приведена к набору равнодействующих сил. Точки приложения равнодействующих сил, их величины и направления взяты из литературы [8] (рис. 2). Направления действия сил и закрепление модели представлены на рис. 2а. Сравнительный анализ проводился по значениям напряжений в контрольных точках - на внутренней поверхности костно-мозгового канала в местах контакта с ножкой эндопротеза (рис. 2б), а также на наружной поверхности бедренной кости (рис. 2в).

Свойства материалов. При проведении расчетов оценивали кость как изотропный материал. Для проводимых расчетов физические свойства указанных материалов взяты из литературы [2,5-7,19,21].

Таблица 1. Свойства материалов, используемых в расчетах

Материал	Модуль Юнга E (МПа)	Коэффициент Пуассона (ν)
Кортикальная кость	12240	0,3
Губчатая кость	380	0,3
Остеопоротическая кортикальная кость	1500	0,3
Остеопоротическая губчатая кость	150	0,3
Хрящ	5,58	0,45
Соединительная ткань между отломками	1	0,45
Легированная сталь	210000	0,3
Костный цемент	3,3	0,34

Используемые характеристики: E – модуль упругости (модуль Юнга) и ν - коэффициент Пуассона представлены в таблице 1.

Результаты и обсуждение. Анализ НДС модели без перелома для неизменной костной ткани при одноопорном стоянии

Анализ НДС показал, что в данной модели наиболее напряженной является бедренная кость (рис. 3).

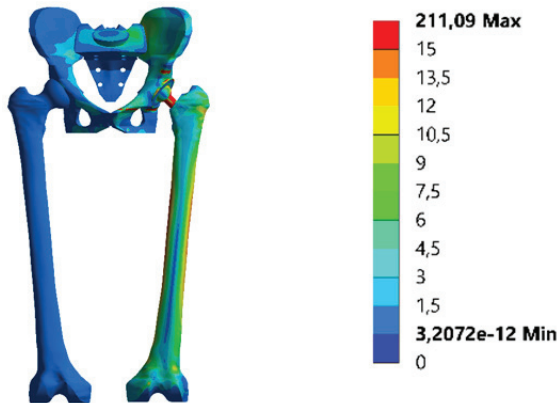


Рис. 3. Распределение напряжения по Мизесу в расчетной модели для не измененной кости

Зоны с повышенным напряженным состоянием расположены на поверхности медиальной и латеральной стенок

диафиза бедренной кости, а также в области проксимального метафиза по задне-медиальной поверхности и наружной поверхности, дистальнее большого вертела (область ската большого вертела) (рис. 4). На уровне середины диафиза напряжение по Мизесу в области медиальной поверхности достигает величины 16,2 МПа, в области латеральной – 14,3 МПа. В области задне-медиальной поверхности проксимального метафиза уровень напряженного состояния составляет 11,2 МПа, а дистальнее большого вертела по наружной поверхности – 13,5 МПа.

Рассматривая напряженное состояние в сечении бедренной кости во фронтальной плоскости – на внутренней поверхности бедренной кости в местах контакта с эндопротезом (рис. 5), следует отметить, что основную нагрузку несет имплант. В костной ткани области с максимальным напряженным состоянием расположены вдоль зоны контакта эндопротеза с латеральной стенкой костно-мозгового канала на уровне проксимального отдела диафиза и в месте контакта дистальной части ножки с медиальной стенкой костно-мозгового канала. В области входа эндопротеза в диафизарную часть канала напряжение по Мизесу в латеральной стенке достигает величины 7,6 МПа, а в области медиальной стенки на уровне кончика ножки эндопротеза – 10 МПа. В области проксимального метафиза вокруг импланта уровень напряженного состояния в костной ткани по задне-медиальной поверхности составляет 2,2 МПа, по латеральной – 1,9 МПа.

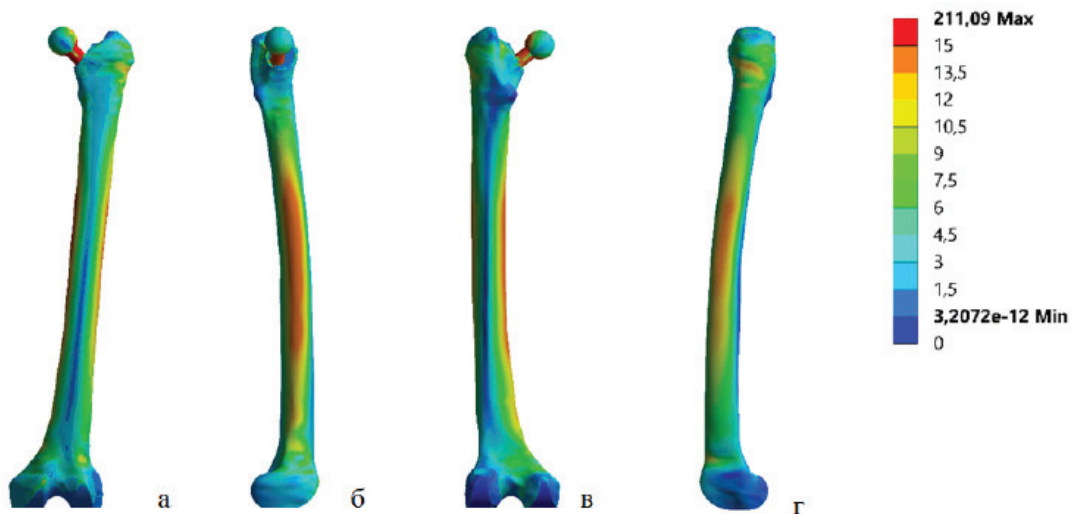


Рис. 4. Распределение напряжения по Мизесу в бедренной кости: а) передняя поверхность; б) медиальная поверхность; в) задняя поверхность; г) латеральная поверхность

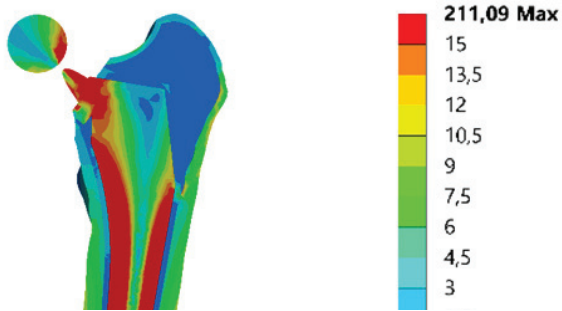


Рис. 5. Распределение напряжения по Мизесу во фронтальном сечении бедренной кости

Анализ НДС модели с чрезвертельным переломом, остеопоротической костной тканью, имплантированным бедренным компонентом эндопротеза без реконструкции межвертельной области при одноопорном стоянии

Как и в предыдущей модели, наиболее напряженным элементом является бедренная кость.

Зоны с повышенным напряженным состоянием расположены на наружной поверхности диафизарного отдела кости в области медиальной и латеральной стенок, а также дистальнее большого вертела по латеральной поверхности (рис.6). В области медиальной стенки диафизарного отдела напряжение по Мизесу достигает величины 9 МПа, в области латеральной – 6,9 МПа. В области проксимального метафиза уровень напряженного состояния в кости по задне-медиальной поверхности составляет 8,3 МПа, по наружной поверхности дистальнее большого вертела – 12,8 МПа.

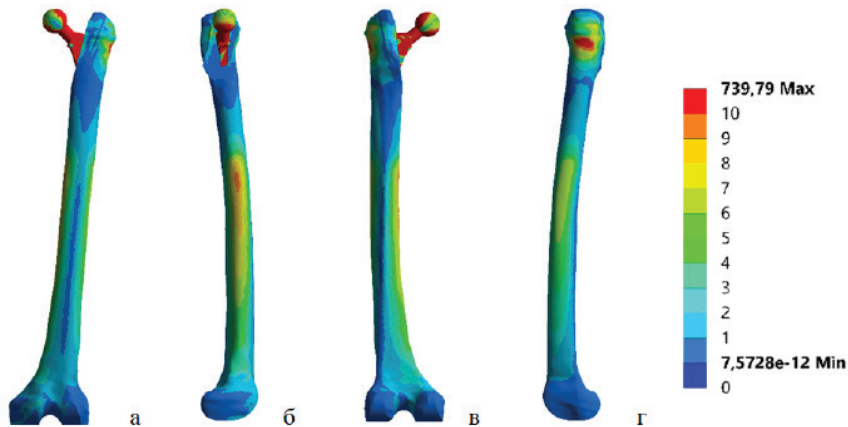


Рис. 6. Распределение напряжения по Мизесу в модели бедренной кости для остеопоротической костной ткани: а) передняя поверхность; б) медиальная поверхность; в) задняя поверхность; г) латеральная поверхность

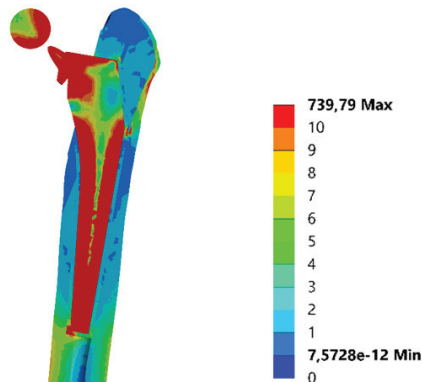


Рис. 7. Распределение напряжения по Мизесу во фронтальном сечении бедренной кости (модель без реконструкции межвертельной области)

При рассмотрении напряженного состояния в сечении бедренной кости во фронтальной плоскости (рис. 7), отмечено, что характер распределения НДС в сравнении с предыдущей моделью (рис. 5) изменился.

При условии остеопоротической костной ткани основную нагрузку несет эндопротез, а в верхней части диафиза напряженное состояние ниже, чем отсутствия остеопороза. В костной ткани области с повышенным напряженным состоянием расположены в области входа ножки эндопротеза в канал на уровне проксимального отдела диафиза с латеральной стороны и в месте контакта кончика ножки эндопротеза с медиальной стенкой диафиза. Так, в области входа эндопротеза в костно-мозговой канал напряжение по Мизесу в кости достигает величины 13,5 МПа, а в месте расположения кончика ножки – 13,8 МПа. Повысился также уровень напряженного состояния в области метафизарного отдела: по задне-медиальной поверхности он составил 14,7 МПа, по латеральной – 6 МПа.

Таким образом, в данной расчетной модели наиболее напряженными элементами являются эндопротез и бедренная кость. В бедренной кости зоны с повышенным НДС расположены в средней части диафиза по латеральной и медиальной поверхности, а также под большим вертелом. Верхняя часть диафиза в связи с остеопорозом кость испытывает меньшую нагрузку в сравнении со здоровой костной тканью. Основная нагрузка на кость передается через эндопротез. Внутри бедренной кости наиболее напряженными являются участки в области входа эндопротеза в костно-мозговой канал (проксимальный отдел диафиза) с латеральной стороны и область на уровне кончика ножки импланта – с медиальной. Уровень напряженного состояния в этих областях повысился.

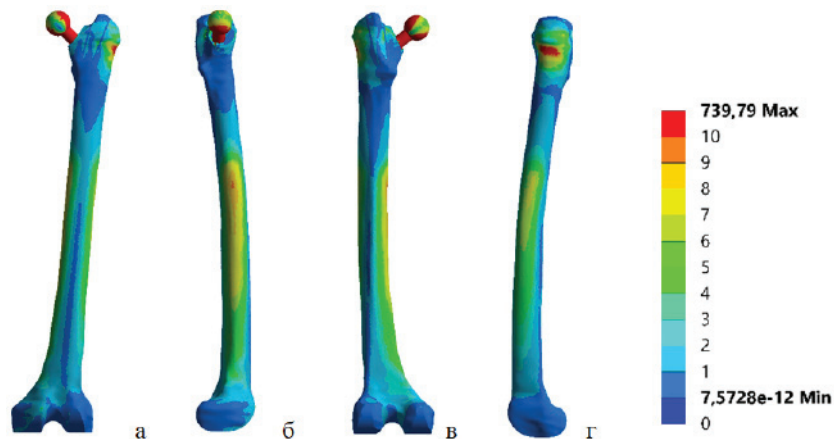


Рис. 8. Распределение напряжения по Мизесу в бедренной кости на модели с реконструкцией межвертельной области кольцевидным трансплантатом при остеопоротической костной ткани:

а) передняя поверхность; б) медиальная поверхность; в) задняя поверхность; г) латеральная поверхность

Анализ НДС модели с чрезвертельным переломом, остеопоротической костной тканью, имплантированным бедренным компонентом эндопротеза с реконструкцией межвертельной области кольцевидным трансплантатом при одноопорном стоянии

Для данной модели, как и для предыдущих моделей, наиболее напряженным элементом является бедренная кость. Сохраняется и прежний порядок расположения зон с повышенным напряженным состоянием на поверхности кости – в области медиальной и латеральной поверхностей диафиза и дистальнее большого вертела по наружной поверхности (рис. 8). Отмечено незначительное снижение напряжения по Мизесу: в области медиальной стенки – 8,9 МПа (9 МПа для модели реконструкции), в области латеральной стенки – 6,7 МПа (6,9 МПа для модели без реконструкции).

Основные изменения заключается в понижении напряженного состояния на уровне проксимального метафиза. По задне-медиальной поверхности уровень напряженного состояния составляет 4,2 МПа (8,3 МПа для модели без реконструкции), в области ската большого вертела – 11,5 МПа (12,8 МПа для модели без реконструкции).

Анализируя напряженное состояние в сечении бедренной кости во фронтальной плоскости, (рис. 9) следует отметить, что на уровне диафиза характер распределения НДС в сравнении с моделью без реконструкции межвертельной области, в целом, не изменился.

В области контакта импланта с латеральной стенкой проксимального отдела диафизарной части костно-мозгового канала напряжение по Мизесу достигло величины 12,7 МПа (13,5 МПа для модели без реконструкции). В области медиальной стенки в месте контакта с кончиком ножки эндопротеза, уровень напряжений остался прежний – 13,8 МПа.

Основное отличие заключается в понижении напряженного состояния в костной ткани в области проксимального метафиза, восстановленного путем реконструкции с использованием кольцевидного трансплантата. В области входа в костный канал по медиальной поверхности уровень напряженного состояния понизился более чем в два раза и составил 6,3 МПа (14,7 МПа для модели без реконструкции). По латеральной поверхности уровень напряженного состояния понизился на 18,4% и составил 4,9 МПа (6 МПа для модели без реконструкции).

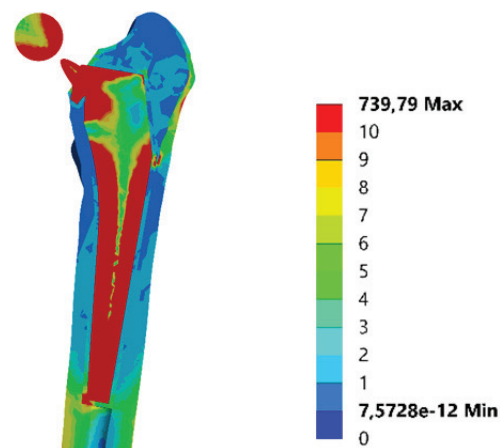


Рис. 9. Распределение напряжения по Мизесу во фронтальном сечении бедренной кости (модель с реконструкцией межвертельной области)

На основании проведенных расчетов установлено, что величина напряжения по Мизесу в бедренной кости вокруг импланта зависит от минеральной плотности костной ткани. Для моделей с остеопоротической костной тканью значения напряжения на поверхности кости были существенно ниже, чем в модели без остеопороза, особенно на уровне диафиза (рис. 10). При этом, на уровне диафиза значения напряжения для модели без реконструкции и с реконструкцией межвертельной области были практически одинаковы. В области проксимального метафиза на поверхности кости для модели с реконструкцией межвертельной области кольцевидным трансплантатом значения напряжения оказались существенно ниже, чем для модели без реконструкции.

На моделях во фронтальном сечении, на внутренней поверхности бедренной кости в местах контакта с имплантом, значения напряжения для моделей с остеопоротической костью значительно превосходят аналогичные показатели для модели без остеопороза (рис. 11).

На уровне диафиза для моделей с остеопорозом без реконструкции и с реконструкцией межвертельной области различия в значениях напряжения были незначительны. Основные различия отмечены в области проксимального метафиза. Максимальные напряжения сосредоточены в области

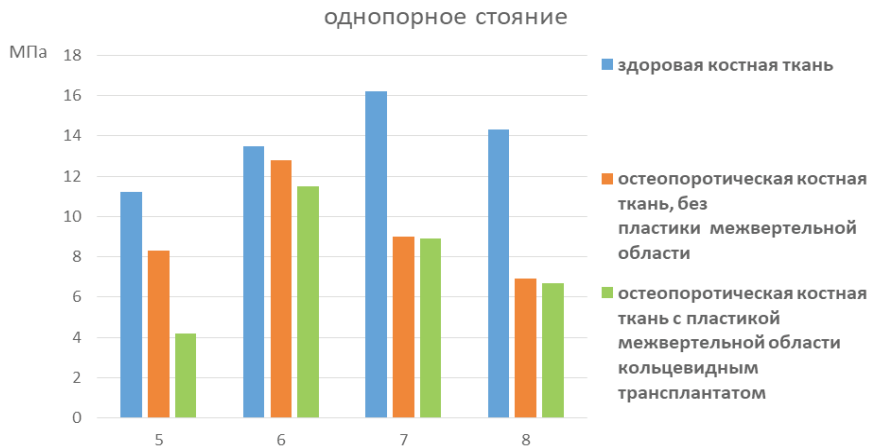


Рис. 10. Величины напряжения по Мизесу – поверхность бедренной кости в контрольных точках 5, 6, 7, 8

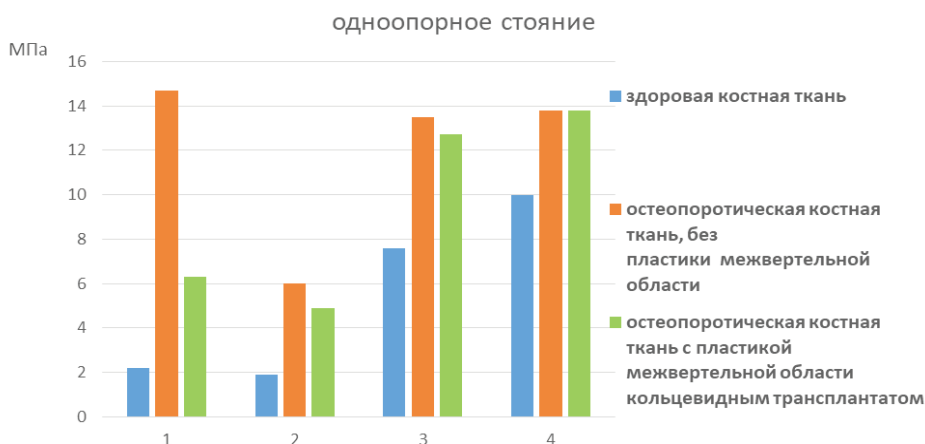


Рис. 11. Величины напряжения по Мизесу – фронтальное сечение бедренной кости (контрольные точки 1, 2, 3, 4)

наиболее разрушаемой при чрезвертельных переломах, задне-медиальной стенки проксимального метафиза. Расчеты для модели с реконструкцией межвертельной области кольцевидным трансплантатом демонстрируют снижение значений напряженного состояния в этой области более чем в два раза.

Заключение. Для расчетных моделей, представляющих имплантацию бедренного компонента эндопротеза при наличии чрезвертельного перелома, при заданных условиях нагружения, на поверхности бедренной кости величины напряжения Мизеса при остеопоротических изменениях костной ткани ниже, чем при отсутствии остеопороза. Обратная зависимость отмечена при расчетах на моделях в поперечном сечении. На внутренней поверхности костно-мозгового канала в местах контакта с имплантом, значения напряжений выше при остеопоротической костной ткани. Для моделей с остеопоротическим чрезвертельным переломом и имплантированным бедренным компонентом эндопротеза, максимальные значения напряжения определяются в костной ткани проксимального метафиза, особенно в области разрушенной задне-медиальной стенки. Моделируемая реконструкция кольцевидным трансплантатом межвертельной области с восстановлением калькара демонстрирует значительное снижение напряженного состояния на уровне проксимального метафиза в зоне преимущественного раз-

рушения медиальной и задней стенок костно-мозгового канала. Результаты расчетов подтверждают возможность применения первичной артропластики при нестабильных остеопоротических переломах вертельной области с целью раннего восстановления опорной функции поврежденной конечности. Реконструкция межвертельной области кольцевидным трансплантатом способствует достижению первичной стабильности бедренного компонента.

ЛИТЕРАТУРА

1. Канзюба А.И., Климовицкий В.Г., Попюрканич П.П. Первинна артропластика як метод вибору при лікуванні чрезвертлюжних переломів в осіб похилого та старечого віку. Травма. 2020. 21(5). 20-26. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.21.2020.217086>
2. Марочник статей и сплавов / В. Г. Сорокин, А. В. Волосникова, С. А. Вяткин и др; Под общ. ред. В. Г. Сорокина. — М.: Машиностроение, 1989. — 640 с.
3. Тяжелов А. А. Математическая модель таза для расчета его напряженно-деформированного состояния / А. А. Тяжелов, В. А. Филипенко, А. В. Ярьсько, С. Е. Бондаренко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2015. — № 1 (598). — С. 25-33.
4. Abdelkhalik M., Ali A.M., Abdelwahab M. Cemented bipolar hemiarthroplasty with a cerclage cable technique for unstable

intertrochanteric hip fractures in elderly patients. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2013 May;23(4):443-8. DOI: 10.1007/s00590-012-1006-z.

5. Arkusz K. et al. The influence of osteoporotic bone structures of the pelvic-hip complex on stress distribution under impact load/ *Acta of Bioengineering and Biomechanics Original paper* Vol. 20, No. 1, 2018. 29-38. DOI: 10.5277/ABB-00882-2017-02

6. Boccaccio A., Pappalettere C. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics / Theoretical Biomechanics.* Dr Vaclav Klika (Ed.). 2011. pp 21-48.

7. *Bone mechanics handbook 2nd Edition / edited by Stephen C. Cowin (2001) by CRC Press Reference - 980 p.*

8. Crowninshield R. D., Brand R. A. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion// *J. Biomechanics.* 14, 1981, pp. 793-801. DOI: 10.1016/0021-9290(81)90035

9. Fichman S.G., Tatu J. Mäkinen T.J., Oleg Safir O., Vincent A., Lozano B., Kashigar A., Kuzyk P.R.T. Arthroplasty for unstable pertrochanteric hip fractures may offer a lower re-operation rate as compared to cephalomedullary nailing. *Int Orthop.* 2016 Jan;40(1):15-20. DOI: 10.1007/s00264-015-2794-7.

10. Girish Sahni, Rahul Kunder , Avinash Chander Gupta Bipolar arthroplasty in highly comminuted intertrochanteric fractures. *Indian Journal of Orthopaedics Surgery.* 2017; 3(3):234-240. DOI: 10.18231/2395-1362.2017.0045

11. Hassankhani E. G., Omid-Kashani F., Hajitagli H., Golnaz Ghayem Hassankhani G. G. How to Treat the Complex Unstable Intertrochanteric Fractures in Elderly Patients? DHS or Arthroplasty. *Arch Bone Jt Surg.* 2014; 2(3): 174-9. PMID: 25386578

12. Ju J., Zhang P., Jiang B. Hip Replacement as Alternative to Intramedullary Nail in Elderly Patients with Unstable Intertrochanteric Fracture: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Orthopaedic Surgery* 2019;11:745–754. DOI: 10.1111/os.12532

13. Kurowski P. M. *Engineering Analysis with SolidWorks Simulation 2012.* Published April 11, 2012 475 Pages ISBN: 978-1-58503-710-0

14. Lee L.M., Cho Y., Kim J., Kim D.W. Wiring Techniques for the Fixation of Trochanteric Fragments during Bipolar Hemiarthroplasty for Femoral Intertrochanteric Fracture: Clinical Study and Technical Note. *Hip Pelvis* 29(1): 44-53, 2017 <http://dx.doi.org/10.5371/hp.2017.29.1.4> Online ISSN 2287-3279

15. Marco M., Giner E, Larrainzar R., Caeiro J.R., Miguélez H. Analysis of mechanical behavior variation in the proximal femur using X-FEM (Extended Finite Element Method). *Rev Osteoporos Metab Miner.* 2016;8(2):61-69. DOI: <http://dx.doi.org/10.4321/S1889-836X2016000200003>

16. Martinho, T.; Stoffel, K. Treatment of Intertrochanteric Femur Fractures with Hip Arthroplasty in Older Patients: A Narrative Review of Indications and Outcomes. *Medicina.* 2021, 57(8), 763; <https://doi.org/10.3390/medicina57080763>

17. Meinberg E.G., Agel J., Roberts G.S., Karam M.D., Kellam J.F. Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018 *J Orthop Trauma.* 2018 Jan;32 Suppl 1:S1-S170. PMID: 29256945 DOI: 10.1097/BOT.0000000000001063

18. Palm H., Teixidor J. Proximal femoral fractures: Can we improve further surgical treatment pathways? *Injury, Int. J. Care Injured* 46S (2015) S47–S51. <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2015.08.013> Published by Elsevier Ltd.

19. Physical Constants of Polystyrene” and “Physical Constants of Poly(methyl methacrylate) and “Solubility Parameter Values”

in Polymer Handbook, 2nd Ed. Eds. Brandrup, J.; Immergut, E.H.; Grulke, E.A., 2nd Edition, New York, NY: John Wiley, 1975.

20. Sun D., Park B.S., Jang G.I., Lee B. The Fixation Method according to the Fracture Type of the Greater Trochanter in Unstable Intertrochanteric Fractures Undergoing Arthroplasty. *Hip Pelvis.* 2017. 29(1): 62-67. *Hip Pelvis* 29(1): 62-67, 2017 <http://dx.doi.org/10.5371/hp.2017.29.1.62> Online ISSN 2287-3279

21. Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benítez L., Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis / *Ingeneria Mecanica Tecnologia y Desarrollo.* Vol. 4 No. 6 (2014). 239 – 246.

22. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L.. *The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics.* Sixth edition. Butterworth-Heinemann, 2005. 736 p.

SUMMARY

BIOMECHANICAL EVALUATION OF PRIMARY REPLACEMENT ARTHROPLASTY FOR UNSTABLE INTERTROCHANTERIC FRACTURES

¹Kanziuba A., ²Yaresko A., ³Klimovitskiy F., ³Kanziuba M., ¹Popurkanich P.

¹State higher educational institution “Uzhgorod National University”; ²State institute “Sytenko institute of spine and joint pathology National academy of medical sciences of Ukraine”; ³Donetsk national medical university, Ukraine

Aim - to study peculiarities of changes of stress-strain state in the proximal femur around the implanted femoral component of hip prosthesis in case of inter—trochanteric fracture on the background of involutive osteoporosis in connection with functional loading by numeral analysis on a mathematical model.

Using program SolidWorks 2 variants of finite element models of inter-trochanteric fractures were built, including type 31-A2, with the implantation of the femoral component of hip prosthesis - without restoration and with the restoration of the intertrochanteric region and calcar with a ring-shaped graft. The simulated load is single-support standing and the action of the musculo-ligamentous apparatus in the vertical position of the body. Stress analysis was performed at control points in comparison with the calculated data for the model with unaltered bone tissue (without osteoporosis). In the presence of osteoporosis, the values of stresses in the bone in the places of contact with the implant increase. For models with an osteoporotic inter-trochanteric fracture and an implanted femoral component of hip prosthesis, the maximum stress values are determined in the bone tissue of the proximal metaphysis, especially in the region of the destroyed posterior and medial walls. The simulated reconstruction of the intertrochanteric region with a ring-shaped graft with the restoration of the calcar demonstrates a significant decrease in the stress state at the level of the proximal metaphysis and in the area of predominant destruction of the bone marrow canal. This can contribute to the achievement of primary stability of the femoral component of hip prosthesis.

Keywords: intertrochanteric fracture, osteoporosis, finite element modeling, arthroplasty.

РЕЗЮМЕ

БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПЕРВИЧНОГО ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ
ПРИ НЕСТАБИЛЬНЫХ ЧРЕЗВЕРТЕЛЬНЫХ ПЕРЕЛОМАХ

¹Канзюба А.И., ²Ярьсько А.В., ³Климовицкий Ф.В.,
³Канзюба М.А., ¹Попюрканич П.П.

¹Государственное высшее учебное заведение «Ужгородский национальный университет»;

²Государственное учреждение «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков; ³Донецкий национальный медицинский университет, МОЗ Украины

Цель исследования – путем численного анализа на математической модели выявить особенности изменений напряженно-деформированного состояния в проксимальном отделе бедренной кости вокруг имплантированного бедренного компонента эндопротеза при наличии чрезвертельного перелома на фоне инволютивного остеопороза в связи с функциональной нагрузкой.

В программе SolidWorks построены два варианта конечно элементной модели чрезвертельного перелома типа 31 – А2, применительно к имплантации бедренного компонента эндопротеза – без восстановления и с восстановлением межвертельной области и калькара кольцевидным трансплантатом. Моделируемая нагрузка – одноопорное стояние и действие мышечно-связочного аппарата при вертикальном положении тела. Анализ напряжений проводили в кон-

трольных точках в сравнении с расчетными данными для модели с неизменной костной тканью (без остеопороза).

При наличии остеопороза увеличиваются значения напряжения в кости в местах контакта с имплантом. Для моделей с остеопоротическим чрезвертельным переломом и имплантированным бедренным компонентом эндопротеза максимальные значения напряжения определяются в костной ткани проксимального метафиза, особенно в области разрушенной задней и медиальной стенок. Моделируемая реконструкция кольцевидным трансплантатом межвертельной области с восстановлением калькара демонстрирует значительное снижение напряженного состояния на уровне проксимального метафиза и в зоне преимущественного разрушения костно-мозгового канала, что способствует достижению первичной стабильности бедренного компонента эндопротеза.

რეზიუმე

პირველადი ენდოპროთეზირების ბიომექანიკური შეფასება არასტაბილური პერტროქანტერული მოტეხილობების დროს

¹ა.კანზიუბა, ²ა.იარესკო, ³ფ.კლიმოვიციკი, ³მ.კანზიუბა, ¹პ.პოპიურკანიჩი

¹უჟგოროდის ეროვნული უნივერსიტეტი; ²უკრაინის მედიცინის მეცნიერებათა ეროვნული აკადემიის პროფ. მ.ი.სიტენკოს სახ. ხერხემლისა და სახსრების პათოლოგიის ინსტიტუტი;

³დონეცკის ეროვნული სამედიცინო უნივერსიტეტი, უკრაინა

კვლევის მიზანს წარმოადგენდა ფუნქციურ დატვირთვასთან დაკავშირებული ინვოლუციური ოსტეოპოროზის ფონზე ციბრუტებზე გამავალი (პერტროქანტერული) მოტეხილობის დროს იმპლანტირებული ენდოპროთეზის ბარძაყის კომპონენტის ირგვლივ ბარძაყის ძვლის პროქსიმალურ ნაწილში დაბაბულდუფორმირებული მდგომარეობის ცვლილებების თავისებურების განსაზღვრა მათემატიკური მოდელის რიცხვითი ანალიზის გზით.

SolidWorks-ის პროგრამაში აგებულია 31 - А2 ტიპის პერტროქანტერული მოტეხილობის სასრული ელემენტის მოდელის ორი ვარიანტი ენდოპროთეზის ბარძაყის კომპონენტის იმპლანტაციასთან დაკავშირებით: ინტერტროქანტერული მიდამოსა და კალკარის აღდგენის გარეშე და აღდგენით რგოლისებრი ტრანსპლანტატით. მოდელირებული დატვირთვა მდგომარეობს ერთსაყრდენ დგომაში და კუნთოვან-ლიგამენტური აპარატის მოქმედებაში სხეულის ვერტიკალურ მდგომარეობაში. დაბაბულდობების ანალიზი

ჩატარდა საკონტროლო წერტილებში უცვლელი ძვლოვანი ქსოვილის (ოსტეოპოროზის გარეშე) მოდელისთვის გამოთვლილ მონაცემებთან შედარებით. ოსტეოპოროზის არსებობის დროს იმპლანტანტთან შეხების ადგილებში ძვალში დაბაბულდობის მაჩვენებელი იზრდება. ოსტეოპოროზული პერტროქანტერული მოტეხილობისა და ბარძაყის იმპლანტირებული ენდოპროთეზის კომპონენტის მქონე მოდელისთვის დაბაბულდობების მაქსიმალური მნიშვნელობა განისაზღვრება პროქსიმალური მეტაფიზის ძვლოვან ქსოვილში, განსაკუთრებით - დაშლილი უკანა და მედიალური კვლეების მიდამოში. ინტერტროქანტერული მიდამოს მოდელირებული რეკონსტრუქციის დროს რგოლისებრი ტრანსპლანტატით კალკარის აღდგენით სახეზეა დაბაბული მდგომარეობის მნიშვნელოვანი შემცირება პროქსიმალური მეტაფიზის დონეზე და ძვლის ტვინის არხის უპირატესი დაზიანების ზონაში. აღნიშნულმა შედეგებმა ხელი შეუწყო ენდოპროთეზის ბარძაყის კომპონენტის პირველადი სტაბილურობის მიღწევას.