

УДК 616.728.2-089.843:612.76]:004.94ANSYS14.0(045)

## Биомеханическое обоснование методики уплотнения стенок вертлужной впадины при эндопротезировании в условиях остеопороза

**В. А. Филиппенко, С. Е. Бондаренко, В. А. Танькут, М. Аконджом, А. В. Ярьсько**

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

*Osteoporosis worsens the qualitative and quantitative characteristics of bone, which is a hostile environment for the stable long-fixation of acetabular component in hip joint endoprosthesis. Despite the large number of biomechanical studies of the stress-strain distribution in the acetabular component after hip arthroplasty, fixation of cup under osteoporotic conditions remains controversial and not studied well. Object: biomechanical reasoning for methods of acetabular wall augmentation during hip joint arthroplasty under the conditions of osteoporosis. Methods: in this study finite element method has been used. Pelvis and hip joint simulation in the different walking phases after total hip arthroplasty has been performed. We consider three phases for two cases of arthroplasty. The work is a continuation of earlier research conducted on a mathematical model of the pelvis, which made some changes. Simulation of left hip joint arthroplasty with endoprosthesis «Zimmer» with polyethylene liner. Bone density characteristic of the acetabular part has been changed as for osteoporosis. Also for the second option in osteoporotic acetabular zone cylindrical shape autotransplantats with a diameter of 6 mm and a length of 6 to 13 mm modeled. Results revealed that level of stress-strain state of the acetabulum in all phases of walking increases after arthroplasty in terms of osteoporosis as compared to normal model and in the case of walls augmentation using autotransplantat it is reduced. Conclusion: it has been proved the feasibility of bone autotransplantat using for acetabular walls augmentation during hip joint arthroplasty. Key words: mathematical model, osteoporosis, walking phases, arthroplasty.*

*Остеопороз погіршує якісні та кількісні характеристики кісткової тканини, що є несприятливою умовою для стабільної тривалої фіксації ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба. Незважаючи на велику кількість біомеханічних досліджень, присвячених аналізу напружено-деформованого стану кульшової западини після ендопротезування, питання фіксації чашки за умов остеопоротичних змін кісткової тканини залишаються дискусійними і недостатньо дослідженими. Мета: біомеханічно обґрунтувати методику ущільнення стінок кульшової западини під час ендопротезування в умовах остеопорозу. Методи: у роботі за допомогою методу кінцевих елементів проведено моделювання таза та кульшового суглоба людини в різних фазах ходьби після його ендопротезування. Розглянуто три фази для двох варіантів ендопротезування. Робота є продовженням проведених раніше досліджень на математичній моделі таза, в яку внесли певні зміни. Проведено моделювання з встановленим у лівий кульшовий суглоб ендопротеза «Zimmer» із поліетиленовим вкладишем. Для ділянки западини змінені властивості кісткової тканини на остеопоротичні. Також для другого варіанту ендопротезування в остеопоротичній тканині кульшової западини моделювали кісткові автотрансплантати циліндричної форми діаметром 6 мм і довжиною від 6 до 13 мм. Результати: встановлено, що рівень напружено-деформованого стану кульшової западини в усіх фазах ходьби підвищується після ендопротезування в умовах остеопорозу порівняно з моделлю в нормі, а у випадку ущільнення її стінок за допомогою автотрансплантатів — знижується. Висновок: доведено доцільність використання кісткових автотрансплантатів для ущільнення остеопоротичних стінок кульшової западини під час ендопротезування кульшового суглоба. Ключові слова: математична модель, остеопороз, фази кроку, ендопротезування.*

**Ключевые слова:** математическая модель, остеопороз, фазы шага, эндопротезирование

При остеопорозе происходит ухудшение качественных и количественных характеристик костной ткани, изменение костного метаболизма в на-

правлении ускорения остеокластогенеза и костной резорбции [1–4], что является неблагоприятным условием для установки и для прочной фиксации

компонентов эндопротеза [5–8]. Несмотря на большое количество биомеханических исследований, посвященных анализу напряженно-деформированного состояния (НДС) вертлужной впадины при эндопротезировании [9–11], вопросы фиксации чашки при остеопоротических изменениях костной ткани остаются дискуссионными и недостаточно изученными [12]. В значительной степени это связано с недостатком данных о механических свойствах остеопоротической ткани. Исследования, проводимые на моделях с остеопорозом, в большей степени касались надежности фиксации чашки в костной ткани [6, 13] и в меньшей — влияния измененных свойств костной ткани на поведение модели таза в целом. Опубликованные недавно результаты исследования механических характеристик остеопоротической костной ткани [14, 15] позволяют использовать их в математическом моделировании НДС таза при эндопротезировании тазобедренного сустава в условиях остеопороза.

*Цель:* биомеханическое обоснование методики уплотнения стенок вертлужной впадины при эндопротезировании в условиях остеопороза.

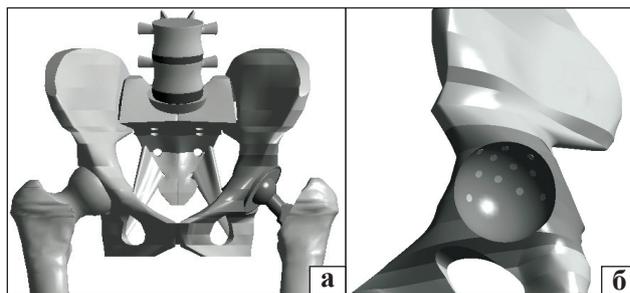
## Материал и методы

Рассмотрено три фазы шага для двух вариантов эндопротезирования:

– первый — модель с установленным эндопротезом в условиях остеопороза костной ткани вертлужной впадины;

– второй — модель с установленным эндопротезом в условиях уплотнения остеопоротических стенок вертлужной впадины аутоотрансплантатами.

Представленная работа является продолжением проведенных ранее исследований на математической модели таза [16, 17], в которую внесли определенные изменения. Так, произведено моделирование с установленным в левый тазобедренный сустав эндопротеза «Zimmer» с полиэтиленовым вкладышем (рис. 1, а). Для области вертлужной впадины (на рис. 1 показано другим цветом) изменены свойства костной ткани на остеопоротические. Для второго варианта эндопротезирования моделировали внедряемые в остеопоротическую ткань костные аутоотрансплантаты цилиндрической



**Рис. 1.** Расчетная математическая модель таза: а) с установленным эндопротезом; б) с уплотнением костной ткани вертлужной впадины

формы диаметром 6 мм и длиной от 6 до 13 мм (рис. 1, б).

Измененные свойства костной ткани остеопоротической вертлужной впадины взяты из научных источников [14] в соответствии с ранее проведенными исследованиями. Используемые характеристики материалов сведены в таблице.

Основной нагрузкой в модели был вес тела ( $P$ ), принятый равным 700 Н. Рассмотрено три фазы шага: момент отрыва носка стопы неопорной ноги, полное одноопорное положение и удар пятки неопорной ноги. В математических расчетах использовали программу ANSYS 14.0. Более подробно условия нагружения рассмотрены в предыдущих исследованиях [16, 17].

## Результаты и их обсуждение

### *Исследование НДС таза в первой фазе движения для моделей с остеопоротической вертлужной впадиной и при моделировании уплотнения костной ткани*

Анализ результатов показал, что общий характер распределения НДС по сравнению с моделью таза в норме (без эндопротеза) изменился (рис. 2 а, б) [17]. Изменения в основном касались распределения НДС в левой бедренной и тазовой костях. Более подробно распределение НДС в левой тазовой кости представлено на рис. 3.

Для первого варианта модели деформация в области вертлужной впадины оказалась наибольшей (рис. 3, а), т. к. жесткость остеопоротической костной ткани ниже по сравнению с нормой. Для

Таблица

**Механические характеристики остеопоротической костной ткани**

Ткань	Модуль упругости I рода, E (МПа)	Коэффициент Пуассона, $\nu$
Остеопоротическая кортикальная кость	1500	0,3
Остеопоротическая губчатая кость	150	0,3

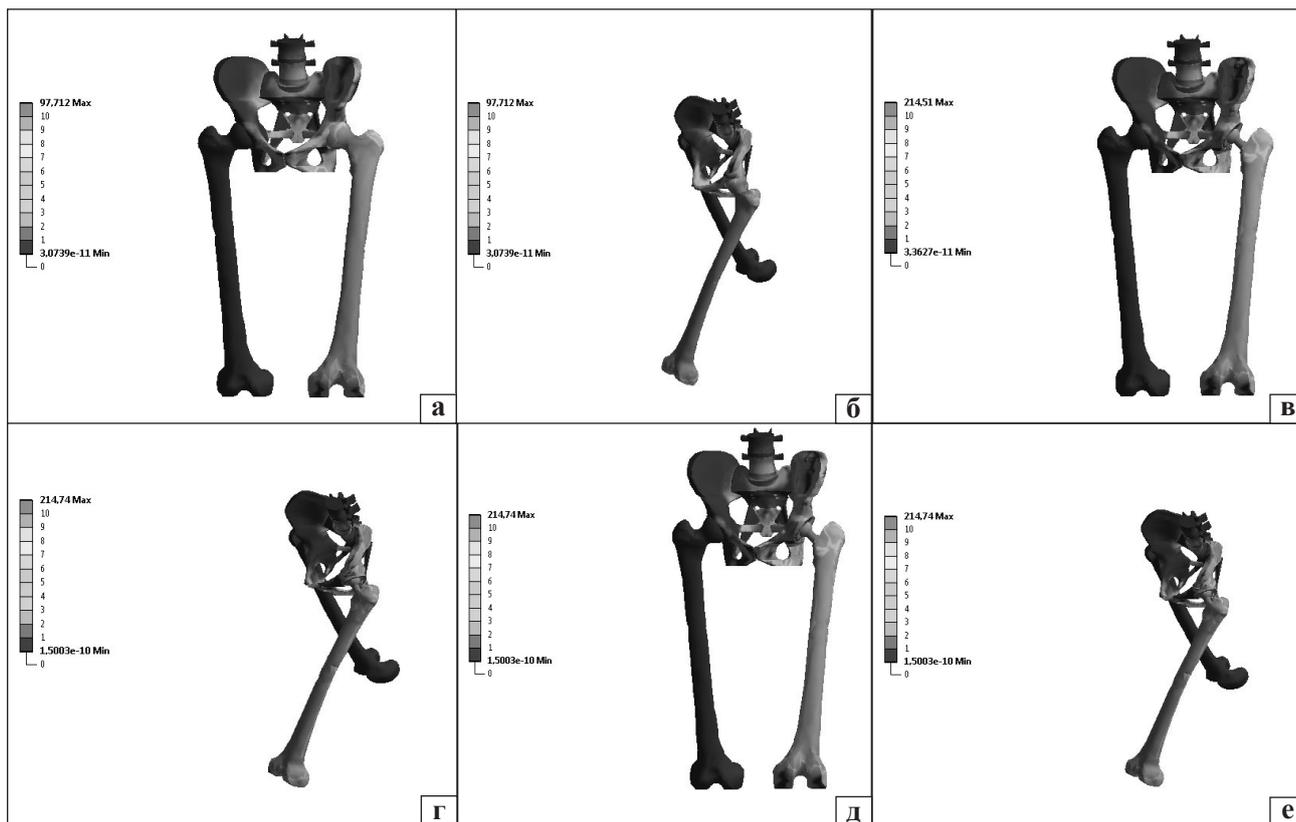


Рис. 2. Распределение напряжений Мизеса для первой фазы шага: норма (а, б); остеопоротическая вертлужная впадина (в, г); остеопоротическая вертлужная впадина, уплотненная аутотрансплантатами (д, е)

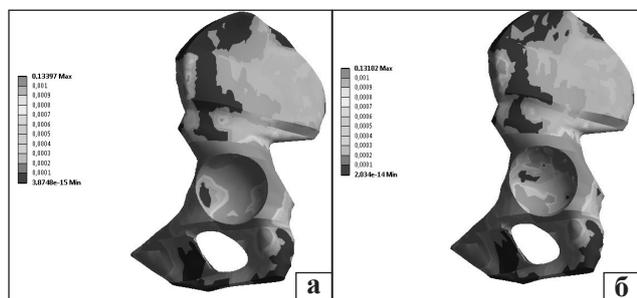


Рис. 3. Распределение деформации в левой тазовой кости для первой фазы шага (эндопротез не показан для наглядности): в первом (а) и втором (б) вариантах моделей

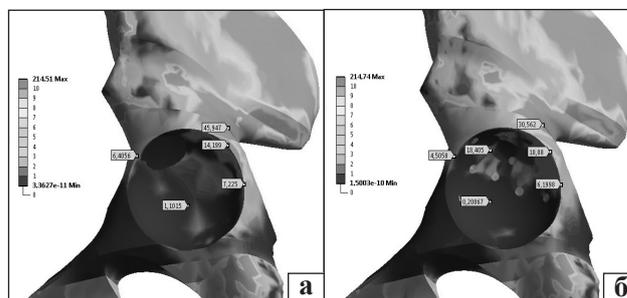


Рис. 4. Распределение напряжений Мизеса в левой тазовой кости для первой фазы шага (эндопротез не показан для наглядности) в первом (а) и втором (б) вариантах моделей

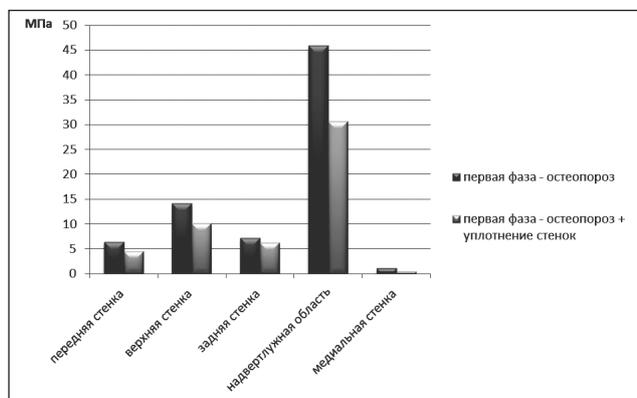


Рис. 5. Сравнительный анализ напряжений Мизеса (МПа) в области вертлужной впадины для двух вариантов исследования в первой фазе шага

второго варианта модели после уплотнения стенок вертлужной впадины с помощью аутотрансплантатов деформация тазовой кости в этой области уменьшилась (рис. 3, б).

Распределение напряженного состояния и величины напряжений по Мизесу в моделях обоих вариантов показаны на рис. 4, где видно, что в области вертлужной впадины в обоих случаях наблюдаются три зоны концентрации напряжений. На ее передней стенке напряжения Мизеса достигают 6,4 МПа (4,5 МПа для модели с уплотнением), на верхнезадней 14,2 МПа (10,1 МПа для модели с уплотнением), на задней 7,2 МПа (6,2 МПа для модели с уплотнением), на медиальной 1,1 МПа

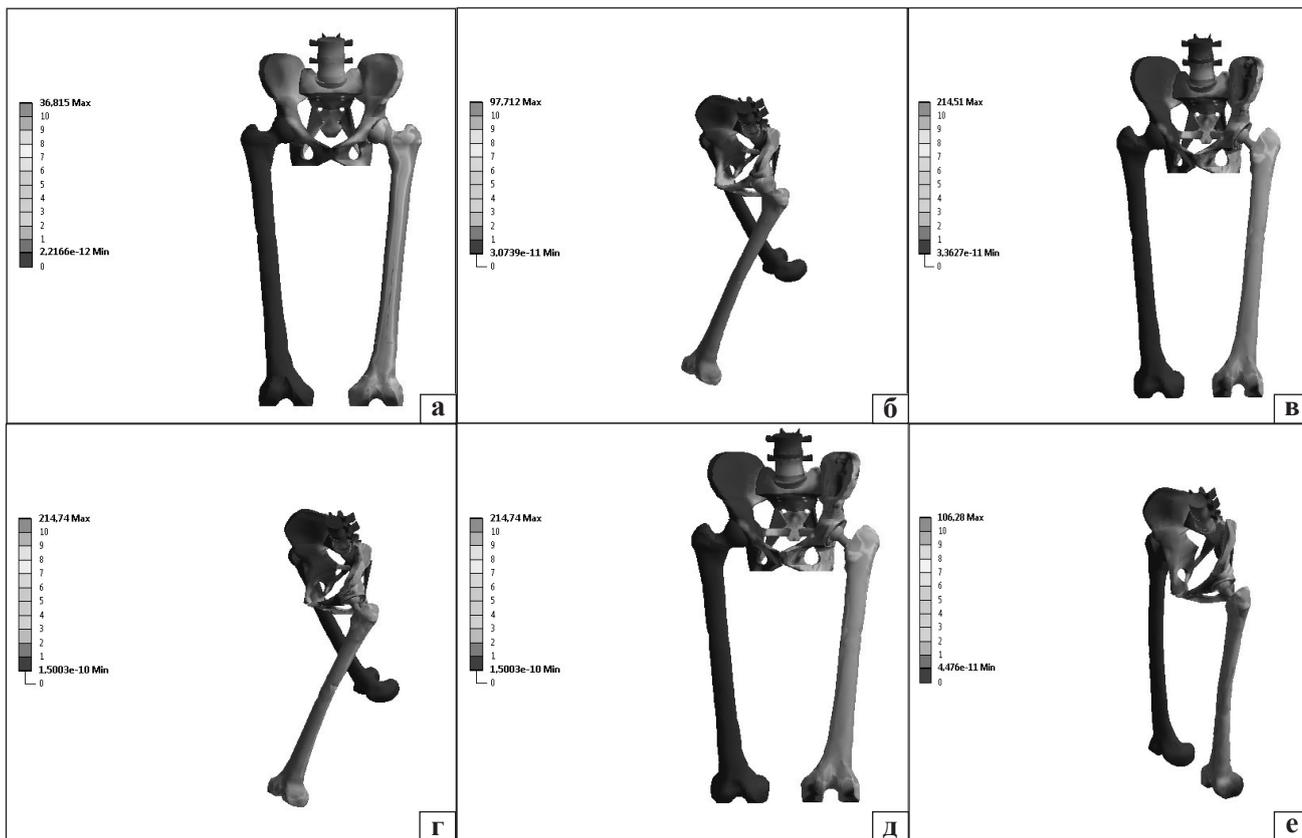


Рис. 6. Распределение напряжений Мизеса для второй фазы шага: норма (а, б); остеопоротическая вертлужная впадина (в, г); остеопоротическая вертлужная впадина, уплотненная аутогрантатами (д, е)

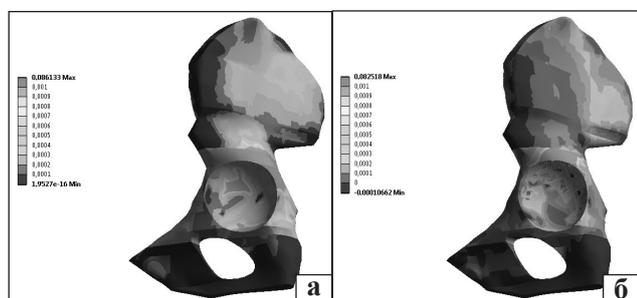


Рис. 7. Распределение деформаций в левой тазовой кости для второй фазы шага (эндопротез не показан для наглядности): в первом (а) и втором (б) варианте моделей

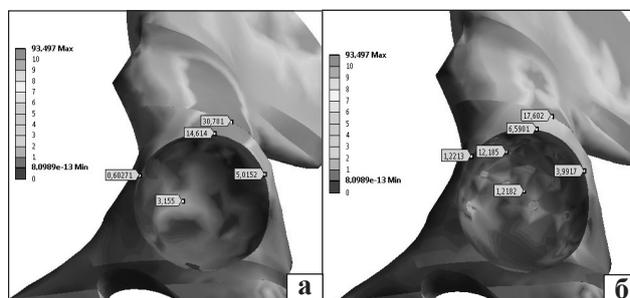


Рис. 8. Распределение напряжений Мизеса в левой тазовой кости для второй фазы шага (эндопротез не показан для наглядности): а) модель с остеопоротической вертлужной впадиной; б) модель с уплотненной аутогрантатами остеопоротической вертлужной впадиной

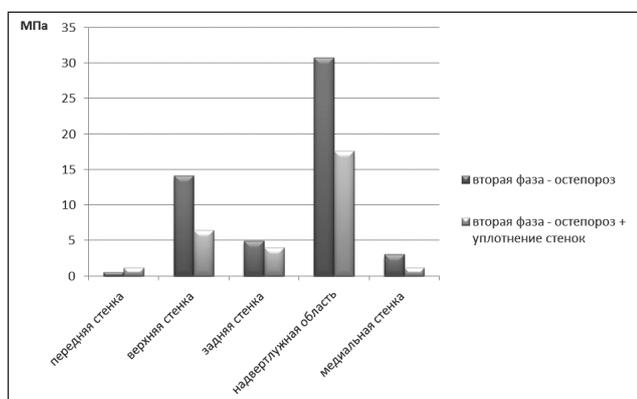
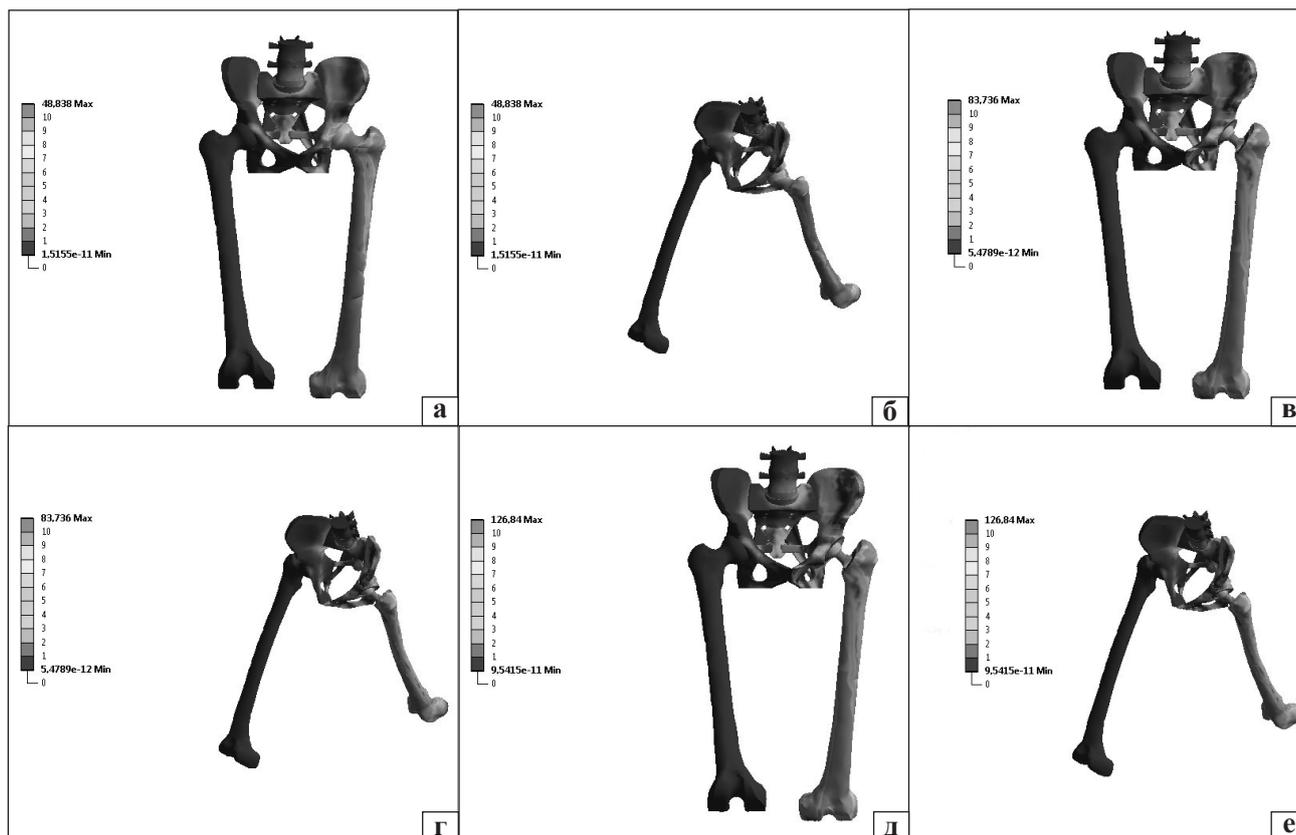


Рис. 9. Сравнительный анализ напряжений Мизеса (МПа) в области вертлужной впадины для двух вариантов исследования во второй фазе шага

(0,2 МПа для модели с уплотнением и 18,4 МПа на аутогрантате). Для надвертлужной области уровень напряженного состояния достигал значений 45,9 и 30,6 МПа соответственно. Ниже на диаграмме показано сравнение уровня напряженного состояния в вертлужной впадине обеих моделей.

*Исследование НДС таза во второй фазе шага для моделей с остеопоротической вертлужной впадиной и при моделировании уплотнения костной ткани*

Анализ результатов свидетельствует (рис. 6), что, как и для первой фазы шага, общий характер



**Рис. 10.** Распределение напряжений Мизеса для третьей фазы шага: норма (а, б); остеопоротическая вертлужная впадина (в, г); остеопоротическая вертлужная впадина, уплотненная аутооттрансплантатами (д, е)

распределения НДС по сравнению с нормой (рис. 6, а, б) изменился [17]. При этом изменения в основном касались левой бедренной и тазовой костей. Более подробно распределение НДС в левой тазовой кости представлено на рис. 7.

Для модели без уплотнения в отличие от первой фазы шага наибольшая деформация в области вертлужной впадины затрагивала в основном ее верхнюю стенку (рис. 7, а). Для модели с уплотнением (рис. 7, б) характер распределения деформации не изменился. В области вертлужной впадины деформация тазовой кости уменьшилась.

Распределение напряженного состояния и величины напряжений по Мизесу в моделях с остеопоротической костной тканью и модели с аутооттрансплантатами показаны на рис. 8. Так, в области вертлужной впадины обеих моделей обнаружена зона концентрации напряжений в верхней стенке. В передней стенке вертлужной впадины напряжения Мизеса достигали 0,6 МПа (1,2 МПа для модели с уплотнением), на верхней 14,6 МПа (6,6 МПа), на задней 5 МПа (4 МПа), на медиальной 3,1 МПа (1,2 МПа для модели с уплотнением и 12,1 МПа на аутооттрансплантате). Для надвертлужной области уровень напряженного состояния

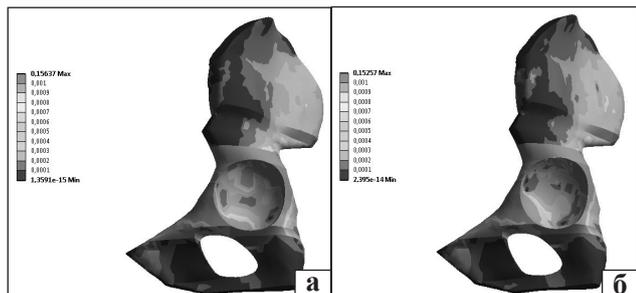
достигал значений 30,8 МПа (17,6 МПа для модели с уплотнением). Сравнительный анализ распределений напряжений на стенках вертлужной впадины и надвертлужной области во второй фазе шага представлен на рис. 9.

*Исследование НДС таза в третьей фазе движения для моделей с остеопоротической вертлужной впадиной и при моделировании уплотнения костной ткани*

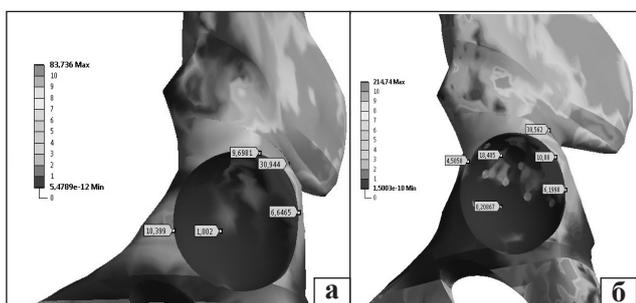
Анализ результатов показал (рис. 10), что общий характер распределения НДС по сравнению с нормой (рис. 10, а, б) изменился [17]. Как и для первых двух фаз движения изменения в основном касались левой бедренной и тазовой костей. Более подробно распределение напряженного состояния в левой тазовой кости представлено на рис. 11.

Для обеих моделей наибольший уровень деформации наблюдали в верхней, задней и передней стенках вертлужной впадины. Для модели с уплотнением (рис. 11, б) уровень деформаций в этих областях ниже, чем для модели без уплотнения.

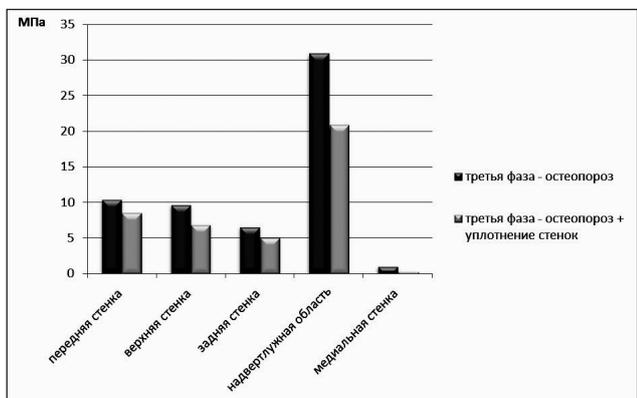
Распределение напряженного состояния и величины напряжений Мизеса в моделях с остеопоротической костной тканью и модели с уплотнением аутооттрансплантатами показаны на рис. 12. Как



**Рис. 11.** Распределение деформаций в левой тазовой кости для третьей фазы шага (эндопротез не показан для наглядности): а) модель с остеопоротической вертлужной впадиной; б) модель с остеопоротической вертлужной впадиной, уплотненной аутотрансплантатами



**Рис. 12.** Распределение напряжений Мизеса в левой тазовой кости для третьей фазы шага (эндопротез не показан для наглядности): для первого (а) и второго (б) варианта моделей



**Рис. 13.** Сравнительный анализ напряжений Мизеса (МПа) в области вертлужной впадины для двух вариантов исследования в третьей фазе шага

и для первой фазы движения, в области вертлужной впадины обеих моделей выявлены три зоны концентрации напряжений. В ее передней стенке напряжения Мизеса достигают 10,4 МПа (8,5 МПа для модели с уплотнением), на верхнезадней 9,7 МПа (6,9 МПа), на задней 6,6 МПа (5,1 МПа), на медиальной 1 МПа (0,3 МПа для модели с уплотнением и 13,9 МПа на аутотрансплантате). Для надвертлужной зоны уровень напряженного состояния достигает значений 30,9 МПа (20,8 МПа для модели с уплотнением). Сравнительный анализ

напряжений по Мизесу для третьей фазы шага представлен на рис. 13.

## Выводы

В результате проведенного анализа на разработанных математических моделях обнаружено, что в области вертлужной впадины после установки эндопротеза при остеопорозе существенно изменяется НДС в различных фазах шага.

Меньшая жесткость остеопоротической костной ткани приводит к увеличению деформации в области вертлужной впадины и повышению напряженного состояния, особенно в надвертлужной зоне.

Применение костных аутотрансплантатов при остеопорозе для уплотнения стенок вертлужной впадины позволяет снизить уровень деформаций в ней и НДС в надвертлужной зоне.

Для всех трех фаз шага при использовании методики уплотнения стенок вертлужной впадины наибольшее снижение НДС от 30 до 50 % зафиксировано в надвертлужной области.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

## Список литературы

1. Bone remodeling, humoral networks and smart biomaterial technology for osteoporosis / M. Fini, A. Carpi, V. Borsari [et al.] // *Front. Biosci. (Schol Ed)*. — 2010. — Vol. 2. — P. 468–482.
2. Osteoporosis and biomaterial osteointegration / M. Fini, G. Giavaresi, P. Torricelli [et al.] // *Biomed. Pharmacother.* — 2004. — Vol. 58 (9). — P. 487–493.
3. Collagen type I coating stimulates bone regeneration and osteointegration of titanium implants in the osteopenic rat / M. Sartori, G. Giavaresi, A. Parrilli [et al.] // *International Orthopaedics*. — 2015. — № 39 (10). — P. 2041–2052, doi: 10.1007/s00264-015-2926-0.
4. Остеопороз: эпидемиология, клиника, диагностика, профилактика, лечение / Н. А. Корж, В. В. Поворознюк, Н. В. Дедух, И. А. Зупанец. — Харьков: Золотые страницы, 2002. — 646 с.
5. Salvage treatment of hip fractures after failure of surgical fixation: a systematic review / R. Schwarzkopf, G. Manzano, S. Woolwine, J. Slover // *Orthopaedic Knowledge Online Journal*. — 2015. — Vol. 13 (3), doi: 10.5435/OKOJ-13-3-3.
6. Выбор ацетабулярного компонента при бесцементном эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с остеопорозом / А. Е. Лоскутов, А. В. Дегтярь, Д. А. Синегубов, А. В. Алтанец: зб. наук. праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України. — Харків, 2013. — С. 89.
7. Total hip replacement with pseudoarthrosis of the femoral neck [electronic resource] / V. A. Shilnikov, R. M. Tikhilov, A. O. Denisov, I. I. Shubnyakov: abstract book of poster papers of 36<sup>th</sup> SICOT Orthopaedic World Congress (Guangzhou, China, 17–19 September 2015). — Access mode: <http://www.sicot.org/sites/default/files/images/Guangzhou/Abstract%20Book%20%20Posters.pdf>.
8. Применение чашки эндопротеза тазобедренного сустава с танталовым покрытием при дефектах стенок вертлужной впадины и остеопорозе / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, В. А. Танькут [и др.]: мат. IX съезда травматологов-ортопедов Республики Беларусь. — Минск, 2014. —

- C. 260–266.
9. Gonzalez M. Cementless Acetabular Revision with Rim Acetabular Defects: Experimental and FEA Investigation: Thesis Submitted as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering in the Graduate College of the University of Illinois at Chicago / M. Gonzalez. — Chicago, 2014. — 127 p.
  10. Zivkovic I. The effect of under-reaming on the cup/bone interface of a press fit hip replacement / I. Zivkovic, M. Gonzalez, F. Amirouche // *J. Biomed. Eng.* — 2010. — Vol. 132 (4). — Article 41008, 2010, doi: 10.1115/1.2913228.
  11. The influence of the pelvic bone on the computational results of the acetabular component of a total hip prosthesis / S. Barreto, J. Folgado, P. R. Fernandes, J. Monteiro // *J. Biomech. Eng.* — 2010. — Vol. 132 (5). — Article 054503, doi: 10.1115/1.4001031.
  12. Primary cup stability in THA with augmentation of acetabular defect. A comparison of healthy and osteoporotic bone / F. Amirouche, G. Solitro, S. Broviaka [et al.] // *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* — 2015. — Vol. 101 (6). — P. 667–673, doi: 10.1016/j.otsr.2015.07.007.
  13. Wirth A. J. Computational analyses of small endosseous implants in osteoporotic bone / A. J. Wirth, R. Muller, G. H. van Lenthe // *Eur. Cell Mater.* — 2010. — Vol. 20. — P. 58–71.
  14. Mechanical behavior of osteoporotic bone at sub-lamellar length scales / I. Jimenez-Palomar, A. Shipov, R. Shahar, A. H. Barber // *Front. Mater.* — 2015. — Vol. 2. — P. 1–7, doi: 10.3389/fmats.2015.00009.
  15. Prediction of bone anisotropic mechanical properties in osteoporotic human vertebral body from microstructural parameters / L. Fradet, A. Vachon, A. Levasseur [et al.] // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* — 2013. — Vol. 16, Suppl. 1. — P. 326–327, doi: 10.1080/10255842.2013.815944.
  16. Математическая модель таза для расчета его напряженно-деформированного состояния / А. А. Тяжелов, В. А. Филиппенко, А. В. Ярьско, С. Е. Бондаренко // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2015. — № 1. — С. 25–33, doi: 10.15674/0030-59872015125-33.
  17. Напряженно-деформированное состояние модели таза и тазобедренного сустава в различных фазах шага / В. А. Филиппенко, В. А. Танькут, С. Е. Бондаренко [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2015. — № 4. — С. 31–37, doi: 10.15674/0030-59872015431-36.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872016224-30>

Статья поступила в редакцию 25.04.2016

---

## BIOMECHANICAL RATIONALE OF ACETABULAR WALL AUGMENTATION METHOD FOR JOINT REPLACEMENT IN CONDITION OF OSTEOPOROSIS

V. A. Filipenko, S. Ye. Bondarenko, V. A. Tankut, M. Akonjom, O. V. Yaresko

SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv

---

✉ Stanislav Bondarenko, MD, PhD: [bondarenke@gmail.com](mailto:bondarenke@gmail.com)