

УДК 616.718.1+616.728.2]-007.24:612.76](045)

## Напряженно-деформированное состояние модели таза и тазобедренного сустава в различных фазах шага

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

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

*The rationale of this scientific paper is stipulated by great amount of complication and negative results after surgical treatment of patients with hip pathology. Issues that can be interesting for surgeons, who deal with pelvis and hip pathology, are shown in the article. Recently, mathematic modeling is widely used in orthopedics and traumatology to improve surgery technique. But investigation of stress-strain state (SSS) of pelvic bones while walking are still lacking. Goal: to analyze SSS in bones of pelvis and hip on different phases of step on the background of human pelvic model designed by the authors. Methods: the method of model creation using geometric cut of CT scans was used to design geometric model of pelvis. The angles of tilting of femur and pelvis were taken into consideration for three phases of step cycle. The geometric model was built in SolidWorks programme. The basic calculations were performed using ANSYS programme. Von Mises stress was chosen to assess SSS. The investigation was performed on three pelvis models: on the phase of breakoff of fore part of nonbearing foot, during the full single-support position and during the touch of nonbearing foot. Results: the biggest strain was observed on I and III step phases. The biggest increase of SSS was noticed in the posterior part acetabulum comparing with single-support standing. On the 1<sup>st</sup> step phase the anterior and posterior parts of acetabulum occurred to be more pressure-bearing, on the 3<sup>rd</sup> — anterior part. Severe increase of SSS was observed in the greater sciatic notch on I and III step phases. Conclusion: the use of pelvic model, which takes into consideration the changes of SSS while walking, allows equally show SSS in bones of pelvic comparing to the models used before. Key words: human pelvis, mathematic modeling, final element model, step phases, stress-strain state.*

*Актуальність представленої роботи обумовлена великою кількістю ускладнень і незадовільних результатів хірургічного лікування пацієнтів з патологією кульшового суглоба. У статті відображені питання, що мають велике значення для хірургів, які займаються проблемами лікування патології таза і кульшового суглоба. Останніми роками з метою удосконалення методик операцій в ортопедії і травматології широко використовують математичне моделювання. Проте дослідження напружено-деформованого стану (НДС) кісток таза та кульшового суглоба під час ходьби відсутні. Мета: проаналізувати НДС у кістках таза і кульшовому суглобі в різні фази кроку на підставі розробленої авторами моделі таза людини. Методи: в основу побудови геометричної моделі таза закладено методику створення моделі за геометричними перерізами, отриманими з томографічних знімків. У моделі враховано кути нахилу стегнової кістки і таза для трьох фаз циклу кроку. Геометричну модель будували в програмі SolidWorks. Основні розрахунки зроблено з використанням програми ANSYS. Для оцінювання НДС обрано напруження Мізеса. Проведено дослідження на трьох моделях кісток таза: в момент відриву носка стопи неопорної ноги, під час повного одноопорного положення та під час удару п'яткою неопорної ноги. Результати: більш напружений стан спостерігають у I та III фазах кроку. Найбільше підвищився напружений стан у задній частині кульшової западини порівняно з одноопорним стоянням. У I фазі кроку більш напруженими виявилися передня та задня стінки кульшової западини, а в III — передня. У ділянці великої сідничної вирізки рівень НДС значно збільшений у I та III фазах кроку. Висновки: застосування моделі таза з урахуванням змін НДС під час ходьби дає можливість адекватно відобразити НДС у кістках таза порівняно з раніше використовуваними моделями. Ключові слова: таз людини, кульшовий суглоб, математичне моделювання, метод кінцевих елементів, фази кроку, напружено-деформований стан.*

**Ключевые слова:** таз человека, тазобедренный сустав, математическое моделирование, метод конечных элементов, фазы шага, напряженно-деформированное состояние

## Введение

Анализ действия сил в тазобедренном суставе в период ходьбы представлен во многих исследованиях. В базовой работе F. Pauwels [1] представлены результаты биомеханического исследования изменения величин и направлений действия основных нагрузок и мышечных усилий. Отдельно рассмотрено статическое действие веса тела на напряженное состояние в тазобедренном суставе при двух- и одноопорном стоянии и действие динамических сил при фазе шага. В работе подробно исследовано изменение величины и направления рычага действия силы веса для различных фаз движения.

Большое экспериментальное исследование по величине и направлению усилий в тазобедренном суставе было проведено G. Bergmann и соавт. [2]. Авторы определили величину силы, действующей на головку бедренной кости во время ходьбы (медленной, нормальной, быстрой), подъема и спуска по лестнице, стояния. В последующих работах, выполненных другими авторами [3, 4], были получены похожие графики распределения усилий в тазобедренном суставе. Эти исследования позволяют выделить три основные фазы шага с наибольшим нагружением. Первая — пики нагрузки в тазобедренном суставе во время ходьбы приходятся на 20 % цикла шага («toe off» — момент отрыва носка неопорной ноги при полном контакте стопы опорной ноги), вторая — 30 % цикла шага («stand alone» — одноопорное положение), третья — 50 % цикла шага («heel strike» — удар пятки неопорной ноги) (рис. 1). Вторая половина цикла шага повторяет предыдущую для другой ноги.

Необходимо отметить, что численные расчеты напряженного состояния в тазобедренном суставе во время ходьбы были исследованы в значительно меньшей степени А. Е. Anderson и соавт. [5]. Также выполнены расчеты, которые в основном касались головки бедренной кости или хрящевого слоя вертлужной впадины [6, 7]. В работе С. R. Henak [8] приведены величины напряжений в различных частях хрящевого покрытия вертлужной впадины при ходьбе для состояния нормы и патологии. Проанализирована степень дисплазии вертлужной впадины и ее ретроверсия. Однако автор рассматривал половину таза без учета динамических

составляющих нагрузки, возникающих в процессе ходьбы [1].

Целью данного исследования стало проведение анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) в костях таза и тазобедренном суставе в различных фазах шага на основе разработанной нами полной модели таза человека [9].

## Материал и методы

В разработанную ранее модель [9] были внесены изменения — учтены углы наклона бедренной кости и таза для различных фаз цикла шага, представленные в литературе [3, 10–13] (табл. 1, 2). Рассмотрены три фазы шага: I — момент отрыва носка стопы неопорной ноги; II — полное одноопорное положение; III — удар пятки неопорной ноги.

Полученная геометрическая модель для I и III фаз шага представлена на рис. 2, а для II фазы (одноопорное стояние) была подробно описана ранее [9]. В работе приняты усредненные значения физико-механических характеристик материалов допуская их изотропность и однородность. При выборе свойств костных структур мы основывались на данных, наиболее часто встречающихся в литературе [14, 15]. Используемые характеристики (модуль упругости (модуль Юнга),  $E$ , и коэффициент Пуассона,  $\nu$ ) представлены в табл. 3. Основной нагрузкой является вес ( $P$ ) вышележащей части тела,

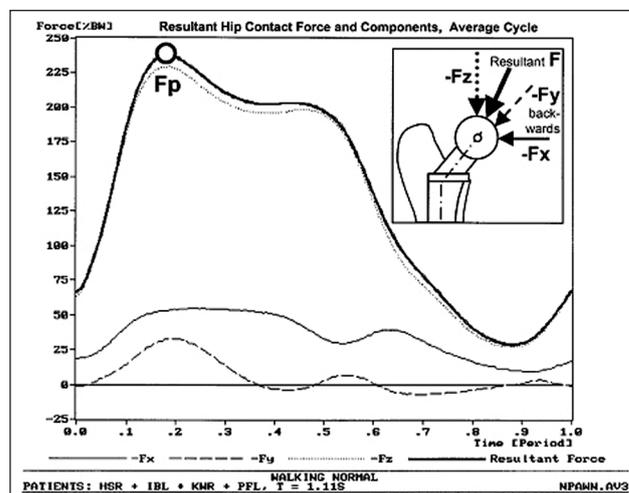


Рис. 1. Результирующая сила для усредненных значений экспериментальных данных при нормальной ходьбе по G. Bergmann и соавт. [2]

Таблица 1  
Величины углов наклона бедренной кости в трех фазах движения цикла шага

Угол	Фаза шага		
	I (20 %)	II (30 %)	III (50 %)
Приведение/отведение	3,0° (приведение)	2,5° (приведение)	1,0° (отведение)
Сгибание/разгибание	20,0° (сгибание)	0	10,0° (разгибание)
Вращение вокруг бедренной оси	0°	5,0° (внутрь)	5,0° (внутрь)

Таблица 2

Величины углов наклона таза в трех фазах движения цикла шага

Угол	Фаза шага		
	I (20 %)	II (30 %)	III (50 %)
Наклон в сагиттальной плоскости к оси направления шага	3°	2°	3°
Наклон во фронтальной плоскости между линией, соединяющей подвздошные ости, и горизонталью	5° (опорная выше)	0,5° (опорная ниже)	1° (опорная ниже)
Поворот таза кпереди (rotate)	5°	0°	6°

который приняли равным 700 Н. В I фазе движения «heel strike» согласно F. Pauwels [1] отклонение центра тяжести (приложение весовой нагрузки) от центра головки бедренной кости (левая конечность) в коронарной плоскости составляет 9,82 см, а в сагиттальной — 5,29 см кзади, в вертикальном направлении на 3,72 см ниже, чем при одноопорном стоянии. Во II фазе движения (одноопорное стояние и динамические силы) расстояние в коронарной плоскости составило 10,99 см, в сагиттальной — 0,97 см кзади. В III фазе шага расстояние в коронарной плоскости было равно 10,54 см, в сагиттальной — 4,74 см. Величина нагрузки в первом случае возрастала в вертикальном направлении на 30 %, в горизонтальном — возникала дополнительная сила, величина которой составляет 16 % от веса тела. Во II фазе вертикальная составляющая уменьшалась на 45 %, а горизонтальная составляла 4 % от веса тела. В III фазе вертикальная составляющая увели-

Таблица 3

Физико-механические характеристики используемых материалов

Ткань	E (МПа)	$\nu$
Кортикальная кость	18 350,00	0,30
Губчатая кость	330,00	0,30
Хрящ	10,50	0,49
Связки	1 000,00	0,43

чивалась на 17 %, а горизонтальная была равной 15 % от веса тела. Величины мышечных сил при различных фазах движения рассчитаны в соответствии с данными литературы [5, 6] и приведены в табл. 4.

Нижнюю плоскость левого коленного сустава закрепили (рис. 3). В математических расчетах использовали программу ANSYS 14.0.

**Результаты и их обсуждение**

Первоначальный анализ НДС был проведен для I фазы шага. При этом установлено, что наиболее

Таблица 4

Показатели нагружений, использованных для построения модели

Мышцы/связки	Усилия мышц и связок (Н) в разных фазах движения		
	I	II	III
Большая ягодичная мышца	500	300	500
Средняя ягодичная мышца	1150	1225	1150
Малая ягодичная мышца	0	218	0
Подвздошная мышца	0	200	250
Вес тела	700	700	700

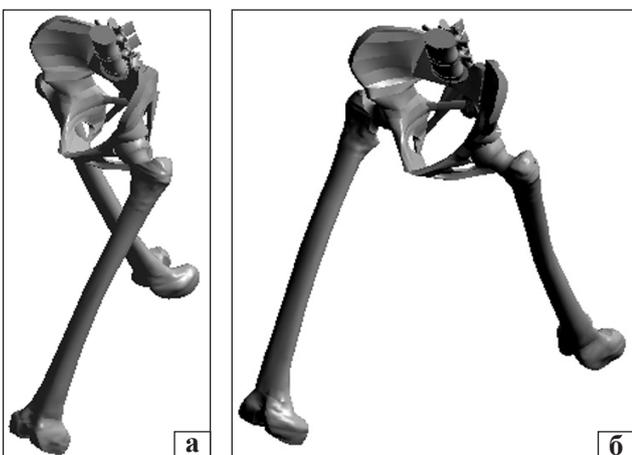


Рис. 2. Геометрическая модель таза и тазобедренного сустава: I (а) и III (б) фазы движения

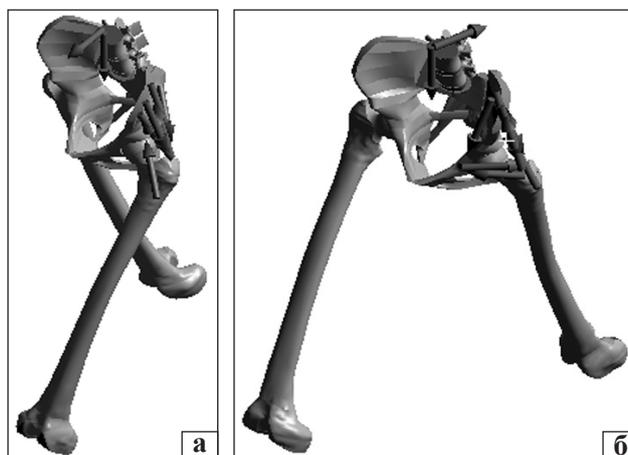


Рис. 3. Нагрузки и закрепление: I (а) и III (б) фазы движения

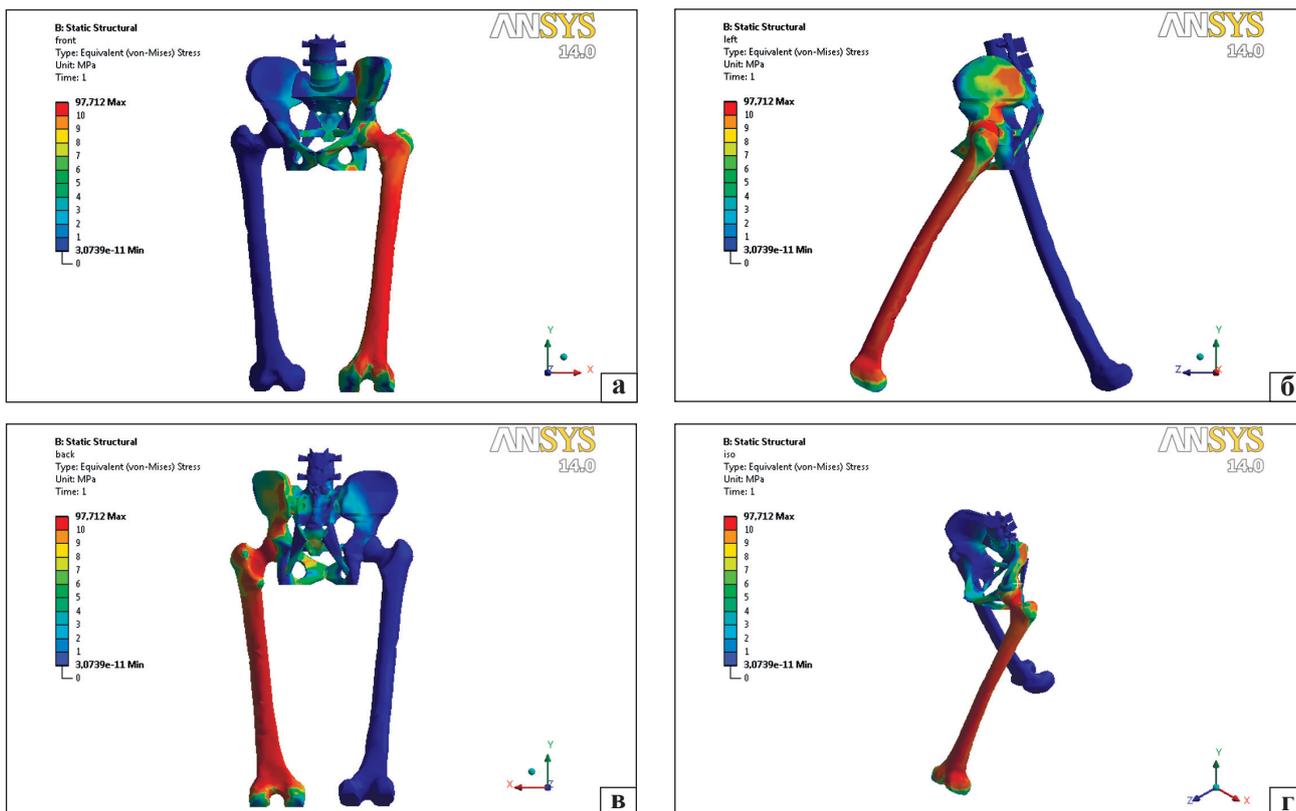


Рис. 4. Распределение напряжений Мизеса (МПа) для I фазы шага

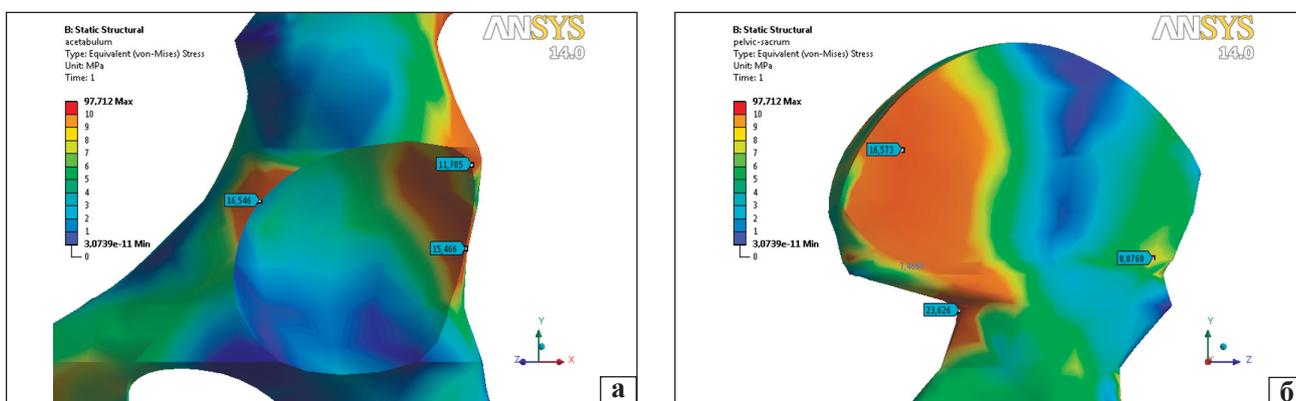


Рис. 5. Распределение напряжений Мизеса (МПа) в подвздошной кости

напряженным участком таза является область подвздошно-крестцового и тазобедренного суставов (рис. 4). Также повышенное напряженное состояние наблюдали в ветвях лобковой кости.

Более подробно распределение напряженного состояния и величины напряжений Мизеса для зон концентрации напряжений показаны на рис. 5. Так, в области вертлужной впадины (рис. 5, а) отмечены три зоны концентрации напряжений: на ее передней стенке напряжения Мизеса достигли 16,5 МПа, на верхнезадней — 11,7 МПа, на задней — 15,5 МПа. Для области крестцово-подвздошного сустава (рис. 5, б) уровень напряженного состояния

достигал значений 23,6 МПа. Проведенные исследования для I фазы шага выявили наибольшие напряжения в области крестцово-подвздошного и тазобедренного суставов.

В отличие от одноопорного стояния [9] произошло перераспределение напряжений. В области вертлужной впадины в I фазе наиболее напряженными оказались ее передняя и задняя стенки, а в зоне верхнезадней стенки уровень напряженного состояния был ниже. Обнаружено, что наиболее напряженным участком крестцово-подвздошного сустава является область большой седалищной вырезки, а также зона в проекции задней ягодичной линии.

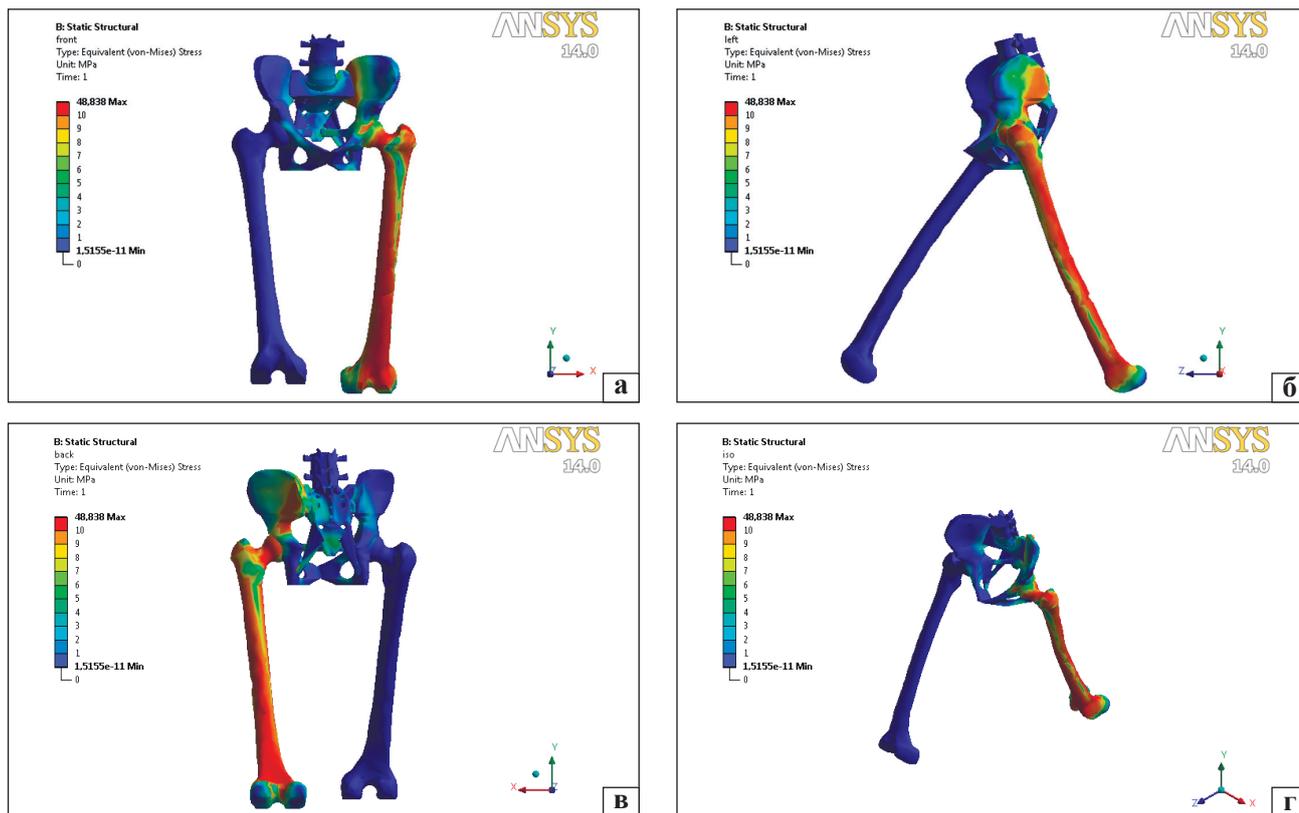


Рис. 6. Распределение напряжений Мизеса (МПа) для III фазы шага

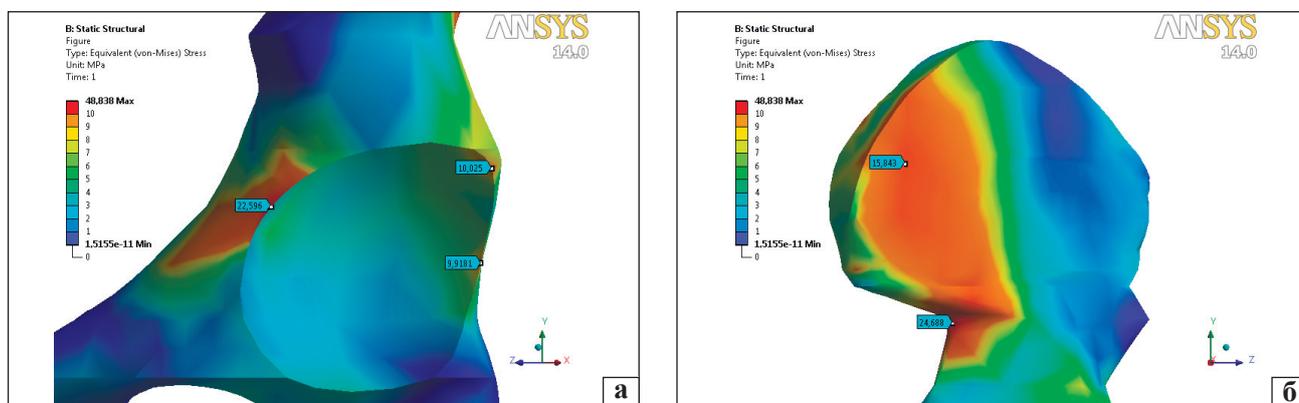


Рис. 7. Распределение напряжений Мизеса (МПа) в подвздошной кости

Для III фазы шага наиболее напряженными участками таза определены подвздошно-крестцовый и тазобедренный суставы (рис. 6).

Детальное распределение напряжений Мизеса для зон концентрации напряжений показано на рис. 7. Так, в области вертлужной впадины зафиксирована выраженная зона концентрации напряжений на ее передней стенке — 22,6 МПа (рис. 7, а). При этом в области верхнезадней и задней стенках вертлужной впадины напряжения Мизеса составили 10,0 МПа, а в зоне крестцово-подвздошного сустава — 24,7 МПа. Проведенные исследования III фазы шага показали, что наиболее напряженными стали

области крестцово-подвздошного и тазобедренного суставов. В зоне вертлужной впадины в III фазе шага наиболее напряженной была ее передняя стенка, а на верхнезадней и задней стенках вертлужной впадины уровень напряженного состояния был ниже. В области крестцово-подвздошного сустава наиболее напряженной оказалась область большой седалищной вырезки и зона на уровне задней ягодичной линии.

Сравнительный анализ НДС в области крестцово-подвздошного и тазобедренного суставов для различных фаз шага представлен диаграммах (рис. 8).

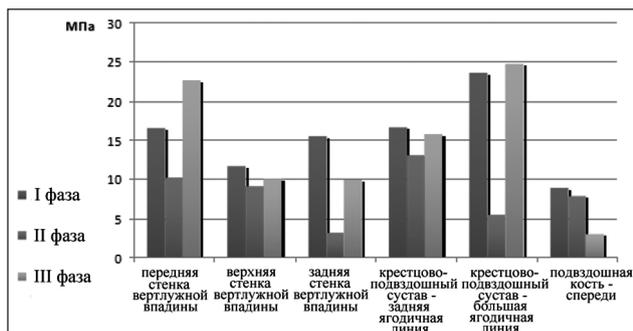


Рис. 8. Диаграмма сравнения напряжений Мизеса (МПа) в области крестцово-подвздошного и тазобедренного суставов для различных фаз шага

## Выводы

Учитывая данные сравнительного анализа НДС в костях таза и тазобедренном суставе в различных фазах шага, можно утверждать, что:

- более напряженное состояние наблюдается в I и III фазах шага;
- наибольшее повышение напряженного состояния в вертлужной впадине по сравнению с одноопорным стоянием произошло в ее задней части;
- в первой фазе шага более напряженными являются передняя и задняя стенки вертлужной впадины по сравнению с верхней;
- в III фазе шага более напряженной оказалась передняя стенка вертлужной впадины по сравнению с верхней и задней, уровень НДС в которых был практически одинаковым;
- в области большой ягодичной вырезки уровень напряженного состояния значительно повышен в I и III фазах шага.

Проведенное исследование позволило объективнее изучить НДС в области тазобедренного сустава, что имеет важное клиническое значение для оптимизации хирургической тактики при эндопротезировании.

## Список литературы

1. Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus / F. Pauwels. — NY, Springer Verlag, 1980. — 288 p.
2. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller [et al.] // J. Bio-

3. mech. — 2001. — Vol. 34 (7). — P. 859–871.
4. Horsman K. The Twente lower extremity model: consistent dynamic simulation of the human locomotor apparatus / K. Horsman, M. Dirk. — University of Twente, 2007. — 159 p.
5. Modenese L. An open source lower limb model: hip joint validation / L. Modenese, A. T. Phillips, A. M. Bull // J. Biomech. — 2011. — Vol. 44 (12). — P. 2185–2193, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.019.
6. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint / A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas [et al.] // J Biomech Eng. — 2008. — Vol. 130 (5). — P. 1–25, doi: 10.1115/1.2953472.
7. Discrete element analysis in musculoskeletal biomechanics / E. Y. Chao, K. Y. Volokh, H. Yoshida [et al.] // Mol Cell Biomech. — 2010. — Vol. 7 (3). — P. 175–192.
8. Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips / M. D. Harris, A. E. Anderson, C. R. Henak [et al.] // J. Orthopaedic Research. — 2012. — Vol. 30 (7). — P. 1133–1139, doi: 10.1002/jor.22040.
9. Henak C. R. Cartilage and labrum mechanics in the normal and pathomorphologic human hip: A dissertation submitted to the faculty of The University of Utah in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy // Corinne Reid Henak. — The University of Utah, 2013. — 229 p.
10. Математическая модель таза для расчета его напряженно-деформированного состояния / А. А. Тяжелов, В. А. Филиппенко, О. В. Яресько, С. Е. Бондаренко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2015. — № 1. — С. 25–33, doi: http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015125-33.
11. Anderson F. C. Dynamic optimization of human walking / F. C. Anderson, M. G. Pandy // J. Biomechanical Engineering. — 2001. — Vol. 123 (5). — P. 381–390.
12. Three-dimensional analysis of the pelvic and hip mobility during gait on a treadmill and on the ground / R. Staszkiwicz, W. Chwała, W. Forczek, J. Laska / Acta Bioeng. Biomech. — 2012. — Vol. 14 (2). — P. 83–89.
13. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running / A. G. Schache, P. Blanch, D. Rath [et al.] // Human Movement Science. — 2002. — Vol. 21 (2). — P. 273–293.
14. Influences of nonspecific low back pain on three dimensional lumbar spine kinematics in locomotion / L. Vogt, K. Pfeifer, M. Portschner, W. Banzer / Spine. — 2001. — Vol. 26 (17). — P. 1910–1919.
15. Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафрод, Ю. Ж. Саулгозис. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
16. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — Киев: Наукова думка, 1990. — 224 с.
17. Crowninshield R. D. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion / R. D. Crowninshield, R. A. Brand // J. Biomechanics. — 1981. — Vol. 14. — P. 793–801.
18. Goel V. K. Stresses in the pelvis / V. K. Goel, S. Valliappan, N. L. Svensson // J. Comput. Biol. Med. — 1978. — Vol. 8. — P. 91–104.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015431-36>

Статья поступила в редакцию 02.10.2015

## STRESS-STRAIN STATE OF PELVIS AND HIP MODELS ON DIFFERENT PHASES OF STEP

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

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