

УДК 616.728.2-089.28-57.002.1

**Н.А. Корж**, д-р мед. наук, профессор, директор института,  
**В.А. Танькут**, д-р мед. наук, гл. науч. сотрудник,  
**В.А. Филиппенко**, д-р мед. наук, профессор, руководитель клиники,  
**С.Е. Бондаренко**, канд. мед. наук, ст. науч. сотрудник,  
**А.В. Ярьсько**, инженер лаборатории биомеханики

ГУ «ІППС ім. проф. М.І. Ситенко НАМНУ  
 ул. Пушкинская 80, г. Харьков, Украина, 61024

E-mail: filippenko@valor.ua

## РОЛЬ И ЗНАЧЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ТАЗА ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ РЕКОНСТРУКТИВНЫХ ОПЕРАЦИЙ НА ТАЗОБЕДРЕННОМ СУСТАВЕ

*Анализируются модель таза человека и процессы нагружения костной ткани в области вертлужной впадины. В основу построения модели положена методика учета геометрических сечений, полученных из томографических снимков; использование программы ANSYS позволило оптимизировать выбор методики лечения.*

**Ключевые слова:** таз человека, математическое моделирование, вертлужная впадина.

### Введение

В лечении больных с патологией сустава доминируют хирургические методы; процент осложнений и неудовлетворительных результатов достигает 30-40 %, что негативно влияет на качество жизни пациентов. За последние годы с целью усовершенствования методик операций используются математическое моделирование [1, 4, 6].

Одной из передовых технологий структурного анализа напряжённо-деформированного состояния костной ткани является метод конечных элементов [2, 3]. В предыдущих исследованиях напряжённо-деформированного состояния тазобедренного сустава исследователи, как правило, использовали модель на основании поперечных срезов одной половины таза и бедренной кости, что не полностью отражало напряжённо-деформированное состояние целостной структуры таза и не позволяло оптимально определять дальнейшую хирургическую тактику.

### Цель исследования

*Цель работы* – на основании разработанной математической модели таза человека изучение напряжённо-деформированного состояния в области вертлужной впадины для оптимизации хирургической тактики.

### Материал и методы исследования

При построении геометрической модели таза взята модель, разработанная в лаборатории биомеханики института им. М.И. Ситенка. В основу построения положена методика создания модели по геометрическим сечениям томографических снимков [7-9]. Полученная модель изображена на рисунке 1.

Исследуемый материал считался однородным и изотропным. Выбор свойств костных структур основан на данных, наиболее часто встречающихся в литературе [3]. Используемые характеристики:  $E$  – модуль упругости (модуль Юнга),  $\nu$  – коэффициент Пуассона, сведены в таблицу 1.

Таблица 1 – Механические характеристики используемых материалов

Ткань	$E$ (МПа)	$\nu$
Кортикальная кость	18350	0,3
Губчатая кость	330	0,3
Хрящ	10,5	0,49
Связки	1000	0,43

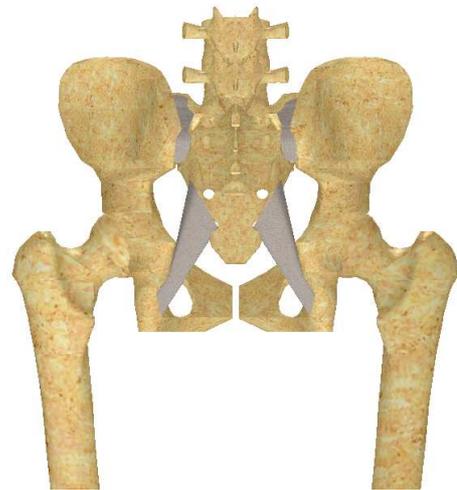


Рисунок 1 – Расчетная модель таза

**Схема нагружения.** Основной нагрузкой является вес тела (принимался равным  $P = 700$  Н). Рассматривалось одноопорное стояние. Величины мышечных сил при одноопорном стоянии взяты в соответствии с данными, приведенными в [4, 5]. Нижняя плоскость левого коленного сустава закреплена (рисунок 2).

Таблиця 2 – Показатели нагрузений, использованных для построения модели

Мышцы/связки	Усилия мышц и связок (Н)
Средняя ягодичная мышца	1225
Малая ягодичная мышца	218
Подвздошная мышца	262
Вес тела	700

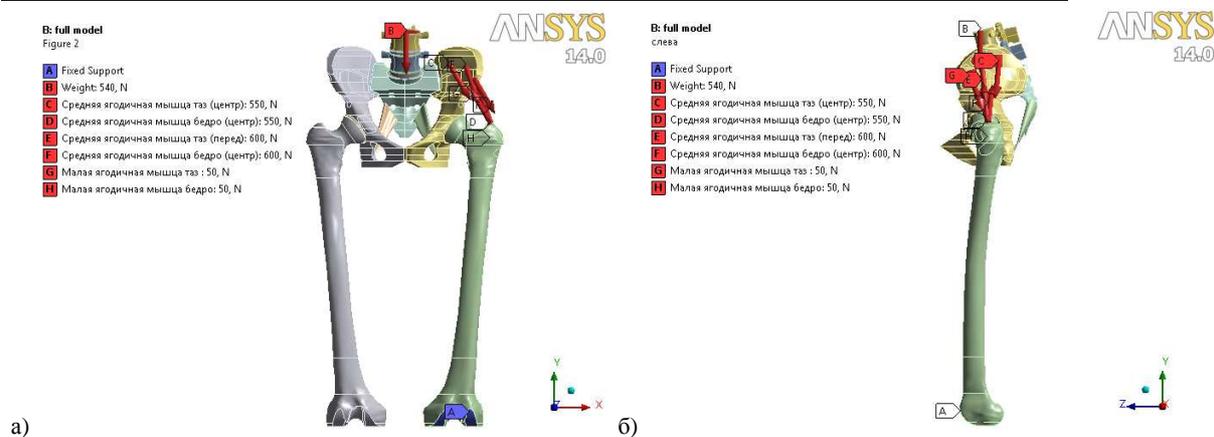


Рисунок 2 – Нагрузки и закрепление: а) прямая проекция; б) боковая проекция

Построение модели проводилось в программе SolidWorks. Расчеты сделаны с использованием программы ANSYS. В качестве оценки напряженного состояния выбраны напряжения Мизеса как наиболее информативный вид общего напряженного состояния.

### Результаты и их обсуждение

А. Исследование НДС таза в условиях нагружения целостного тазового кольца.

Анализ результатов показал (рисунок 3), что наиболее напряженными участками таза является область подвздошно-крестцового и тазобедренного суставов.

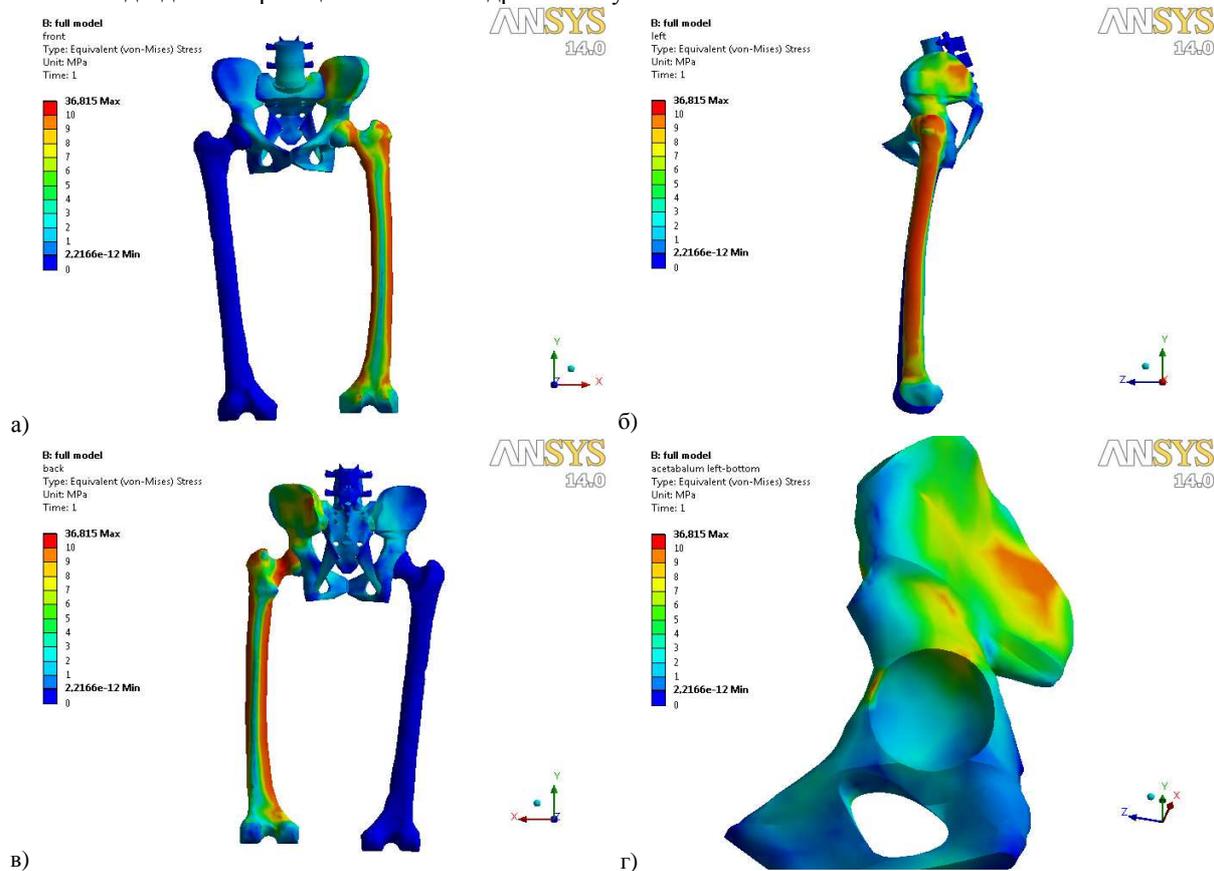


Рисунок 3 – Распределение напряжений Мизеса в модели

Более подробно распределение напряженного состояния и величины напряжений Мизеса для зон концентрации напряжений показаны на рисунке 4. Так в области вертлужной впадины (рисунок 4, а) наблюдаются две зоны концентрации напряжений. В ее верхней части напряжения Мизеса достигают 9,1 МПа. На переднем крае вертлужной впадины напряжения Мизеса равняются 10,2 МПа. Для области крестцово-подвздошного сустава уровень напряженного состояния достигает значений 13,1 МПа.

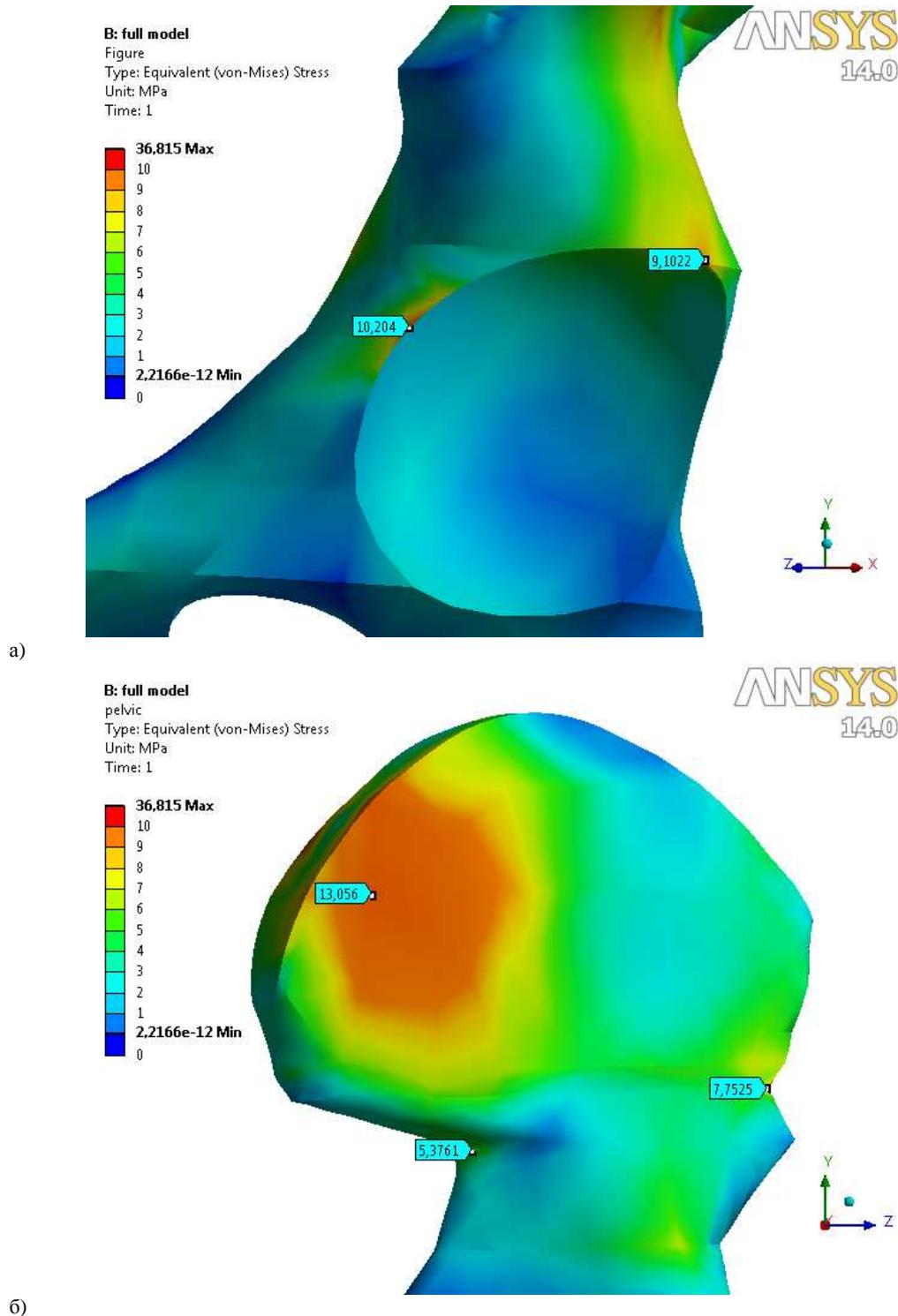


Рисунок 4 – Распределение напряжений Мизеса в подвздошной кости

Б. Исследование НДС таза при нагружении в условиях половины тазового кольца.

Анализ НДС таза показал, что характер распределения НДС изменился. Как и для модели с целостным тазовым кольцом зона концентрации напряжений расположена в области подвздошно-крестцового сустава. В области тазобедренного сустава уровень напряженного состояния понизился.

Также уменьшился уровень напряженного состояния и в лобковых костях левой половины таза. В правой, свободной, половине таза уровень напряженного состояния резко понизился.

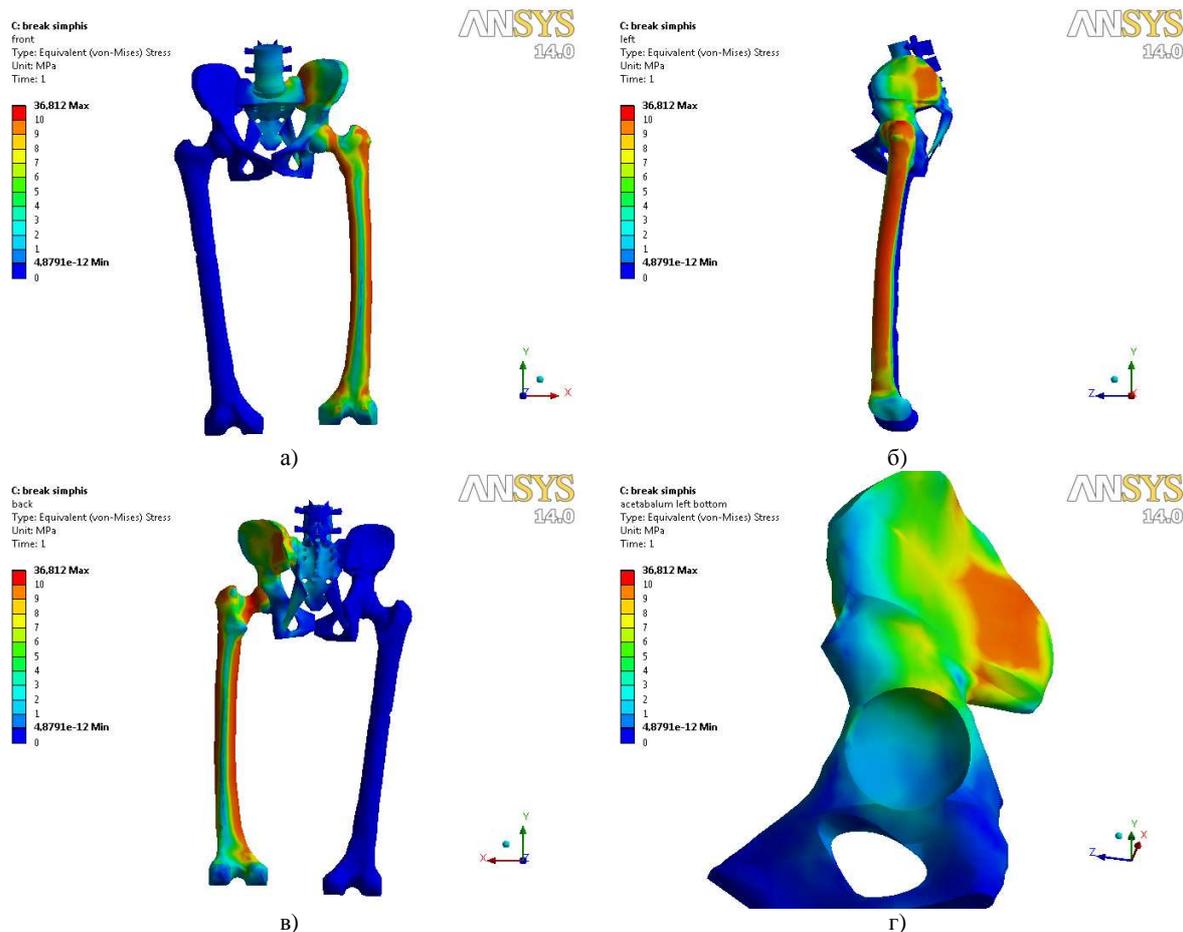


Рисунок 5 – Распределение напряжений Мизеса в модели

Более подробно распределение НДС левой подвздошной кости показано на рисунках 6, 7.

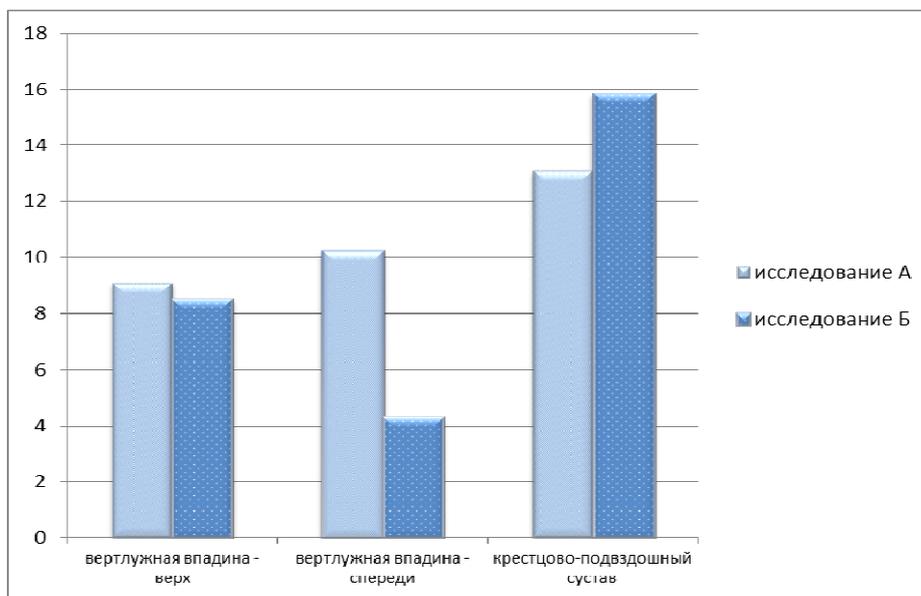
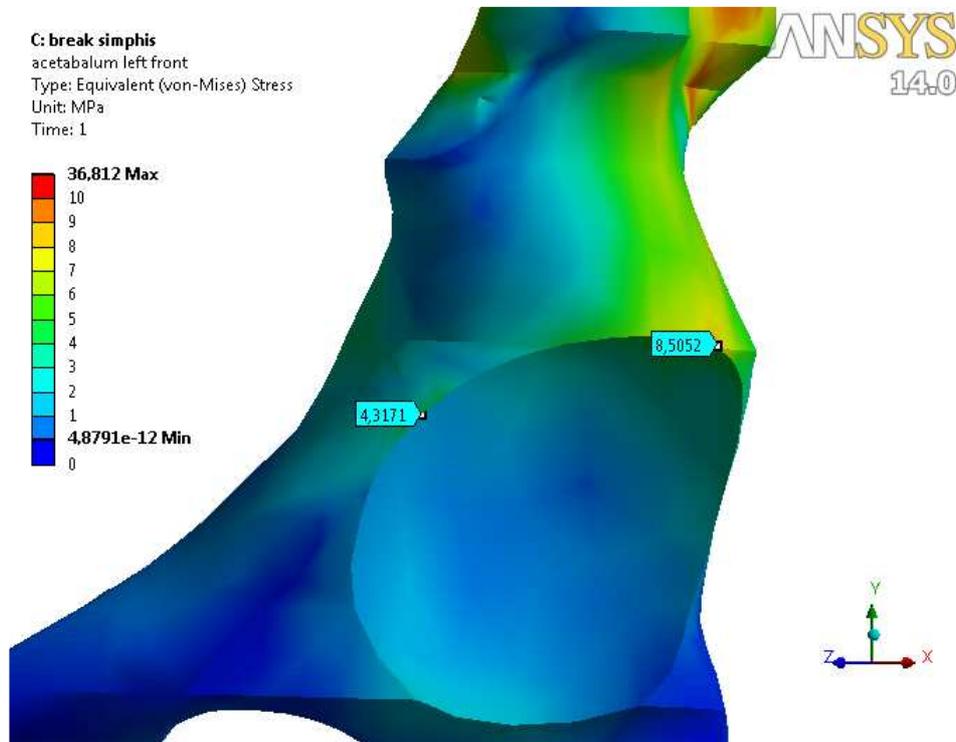


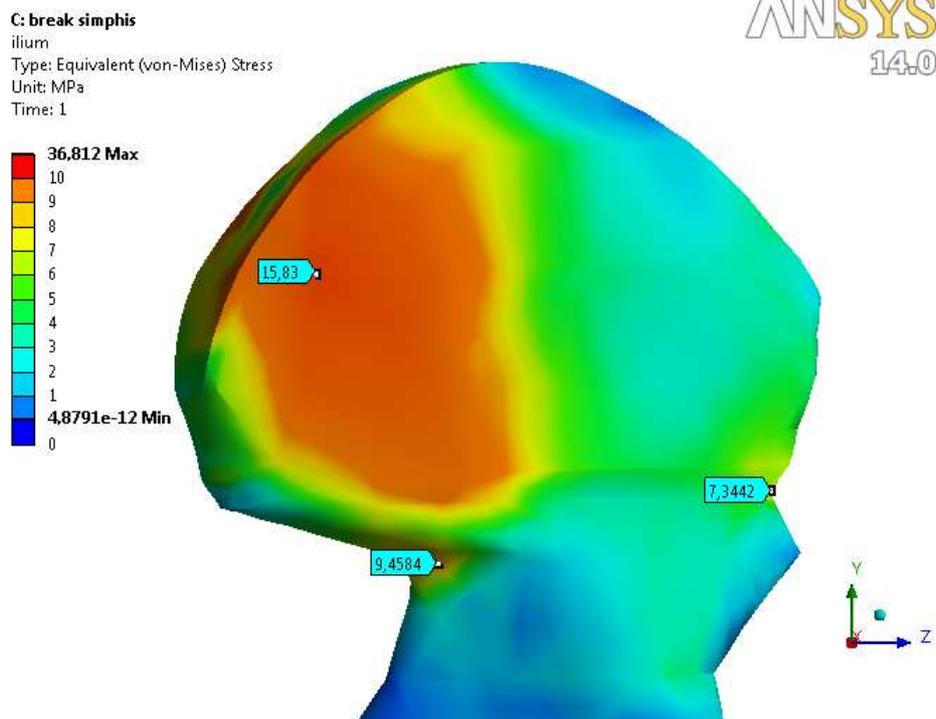
Рисунок 6 – Сравнение напряжений Мизеса в расчетных моделях А и Б (в МПа)

По сравнению с целостным тазовым кольцом распределение НДС изменилось. В верхней части вертлужной впадины величина напряжений Мизеса уменьшилась незначительно и равняется 8,5 МПа (9,1 МПа для модели с целостным тазовым кольцом). В передней области вертлужной впадины уровень напряженного состояния понизился более чем в два раза и составляет 4,3 МПа (10,2 МПа для модели с целостным тазовым кольцом). В области крестцово-подвздошного сустава напряжения Мизеса равняются 15,8 МПа (13,1 МПа для модели в норме).

Ниже приведены сравнительные диаграммы для расчета исследований (А и Б).



a)



б)

Рисунок 7 – Распределение напряжений Мизеса в подвздошной кости

### Заключення

Сравнительный анализ напряжённо-деформированного состояния таза в условиях нагружения целостного тазового кольца и половины тазового кольца показал, что наличие разрыва в области симфиза (нарушение целостности тазового кольца) приводит к изменению в напряжённо-деформированного состояния таза; уровень напряженного состояния в передней части вертлужной впадины снижается более чем в два раза; уровень напряженного состояния в верхней части вертлужной впадины практически не изменяется, т.е. он зависит не от целостности тазового кольца, а от величины нагрузок (веса тела и усилий стабилизирующих мышц). Уровень напряженного состояния в области крестцово-подвздошного сустава при этом повышается, а уровень напряженного состояния в лобковых костях снижается.

Разработанная модель таза человека в условиях его нагружения с сохранением тазового кольца позволяет более объективно изучить напряжённо-деформированное состояние в области вертлужной впадины, что имеет важное клиническое значение для оптимизации хирургической тактики.

Широкий численный эксперимент представляет собой задачу дальнейших исследований.

### Бібліографічний список використаної літератури

1. Гаврюшенко Н.С. Материаловедческие аспекты создания эрозионностойких узлов трения искусственных суставов человека: автореф. дис.... д-ра техн. наук: спец 05.02.01 "Материаловедение" / Николай Степанович Гаврюшенко. — М., 2000. — 42 с.
2. Зенкевич О.К. Метод конечных элементов в технике / О.К. Зенкевич. — М: Мир, 1978. — 519 с.
3. Кнетс И.В., Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
4. Передумови розвитку асептичної нестабільності тотального безцементного ендопротеза кульшового суглоба (біомеханічне та математичне моделювання) / Г.В. Гайко, В.М. Підгаєцький, О.М. Сулима, О.В. Чкалов / Ортопедія, травматологія і протезування. — 2009. — № 1. — С. 10–16.
5. Проблемы прочности в биомеханике: учеб. пособие для технич. и биол. спец. Вузов / Под ред. И.Ф. Образцова. — М.: Высш. шк., 1988. — 311 с.
6. Танькут О.В. Обґрунтування ендопротезування кульшового суглоба з використанням монокристалічного корунду в шарнірі ендопротеза: автореф. дис. ... канд. мед. наук: спец 14.01.21 "Травматологія та ортопедія" / Танькут Олександр Володимирович. — Харків, 2010. — 23 с.
7. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека / Х.А. Янсон. — Рига: Зинатне, 1975. — 324 с.
8. Crowninshield R.D. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion / R.D. Crowninshield, R.A. Brand // J. Biomechanics. — 1981. — N 14. — P. 793–801.
9. 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.

Поступила в редакцію 26.02.2014 г.

### Корж М.О., Танькут В.О., Філіпенко В.А., Бондаренко С.Є., Яресько О.В. Роль і значення математичного моделювання таза для оптимізації реконструктивні операції на кульшовому суглобі

Проаналізовано модель таза людини і процеси навантаження кісткової тканини в області кульшова западини. В основу побудови покладено методіку створення моделі по геометричних перетинах, отриманих з томографічних знімків, з використанням програми ANSYS, що дозволило оптимізувати вибір методіку лікування.

**Ключові слова:** таз людини, математичне моделювання, кульшова западина.

### Korzh M.O., Tankut V.O., Filipenko V.A., Bondarenko S.Y., Yaresko A.V. Role and importance of mathematical modelling for optimization of pelvic reconstructive surgery on the hip joint

Human pelvis model is analysed and processed with regard to acetabular bone loading. The basis and methods of construction and creating model for the geometric cross sections are obtained from the tomographic images using the program ANSYS, which made it possible to optimize the choice of treatment methods.

**Keywords:** human pelvis, mathematical modelling, acetabulum.