

УДК 616.718.1:519.673](045)

Математическая модель таза для расчета его напряженно-деформированного состояния

А. А. Тяжелов, В. А. Филиппенко, А. В. Ярьсько, С. Е. Бондаренко

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

Recently for improving techniques of operations in orthopedics and traumatology they widely used mathematical modeling. Need of this presented work is due to the lack of studies of the stress-strain state (SSS) of pelvic bones in terms of modeling of the whole pelvic ring. Objective: using mathematical modeling to study the impact of SSS on separate parts of the pelvis. Methods: A geometric model of pelvis was developed at the biomechanical laboratory of the SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkivbased on techniques for creating models by geometric sections obtained from tomographic images. There were taken into account some ties subjected tension while standing on one leg. The model was built in the program SolidWorks, and calculations were made using the program ANSYS. For evaluation of SSS Mises stresses were selected. For comparison of SSS there were studied three models of pelvic bones. Results: it was revealed that acetabulum and sacroiliac joint are the most strenuous parts for all models. When modeling the pubic symphysis it was found decreasing of the stress state in the front section of the acetabulum to 4.3 MPa (10.2 MPa for model A) and a slight increasing — 15.8 MPa (13.1 MPa for model A). For the model there was established raising of SSS in front of the acetabulum (14.1 MPa) and decreasing (9.3 MPa) in the area of the sacroiliac joint in comparison with model A. Conclusion: The use of a comprehensive model of the pelvis with all its components makes it possible to accurately reflect SSS in comparison to previously used models and assess the impact of certain items of pelvic ring on SSS of its individual parts. Key words: pelvis, mathematical modeling, acetabulum, finite element analysis, stress-strain state.

Для удосконалення методик операцій в ортопедії і травматології останнім часом широко використовують математичне моделювання. Необхідність представленої роботи обумовлена відсутністю досліджень напружено-деформованого стану (НДС) кісток таза у разі моделювання цілісного тазового кільця. Мета: вивчити за допомогою математичного моделювання вплив на НДС таза його окремих складових. Методи: геометричну модель таза розроблено в лабораторії біомеханіки ППХС ім. проф. М. І. Ситенка на основі методики створення моделі по геометричних перерізах, отриманих із томографічних знімків. Враховані зв'язки, які в разі одноопорного стояння зазнають розтягнення. Модель будували в програмі SolidWorks, а розрахунки зроблено за допомогою програми ANSYS. Для оцінювання НДС обрано напруження Мізеса. З метою порівняння НДС проведено дослідження на трьох моделях кісток таза: за умов цілісності тазового кільця (модель А), розриву лобкового симфізу (модель Б) і розриву крижово-клубової, крижово-горбової та крижово-остистої зв'язок (модель В). Результати: встановлено, що для всіх моделей найнапруженішими є ділянки кульшової западини й крижово-клубового суглоба. За умов моделювання лобкового симфізу виявлено зниження напруженого стану в передній ділянці кульшової западини до 4,3 МПа (10,2 МПа для моделі А) і незначне підвищення — 15,8 МПа (13,1 МПа для моделі А). Для моделі В встановили підвищення НДС у передній частині кульшової западини (14,1 МПа) та зниження (9,3 МПа) в зоні крижово-клубового суглоба порівняно з моделлю А. Висновки: використання цілісної моделі таза з урахуванням всіх його складових дає змогу точніше відобразити НДС в ньому порівняно з раніше використовуваними моделями і оцінити вплив окремих елементів тазового кільця на НДС його окремих ділянок. Ключові слова: таз, математичне моделювання, кульшова западина, метод кінцевих елементів, напружено-деформований стан.

Ключевые слова: таз, математическое моделирование, вертлужная впадина, метод конечных элементов, напряженно-деформированное состояние

Введение

В последние годы с целью усовершенствования методик хирургических вмешательств в современ-

ной ортопедии и травматологии широко используется математическое моделирование [1–4]. При этом одним из наиболее информативных методов

изучения напряженно-деформированного состояния (НДС) костной ткани является метод конечных элементов (МКЭ) [5–10].

Преимуществами метода являются возможность моделирования тел с различными материалами, хорошая аппроксимация криволинейных границ, возможность уточнения результатов путем измельчения дискретизации (сетки конечных элементов), учет различных граничных условий [5].

Основным направлением применения МКЭ в ортопедической биомеханике является исследование НДС костных структур и его изменения в процессе ремоделирования костной ткани, тестирование и оптимизация дизайна искусственных суставов и устройств для фиксации костей, изучение механического поведения суставного хряща, связочного аппарата и других мягкотканых структур, связанных с костью.

Более ранние исследования, проведенные и авторами данной работы, и другими специалистами, касаются учета симметричности модели таза [6, 7, 11]. Построение таких моделей было связано в основном с возможностями вычислительной техники, а также анализом НДС на значительном расстоянии от места вероятных дефектов в тазовой кости. Быстрое развитие мощностей вычислительной техники и соответствующего программного обеспечения ставит перед исследователями новые задачи в построении более целостных математических моделей биомеханических систем. Создание таких моделей идет по нескольким направлениям. В первую очередь это построение анатомически правильных, целостных (без учета симметрии) геометрических моделей, для которых становится возможным компьютерное моделирование различных по форме дефектов с учетом определенных свойств материала. Становится также возможным проведение расчетов, связанных с различными физиологическими положениями таза, что для симметричных моделей возможно лишь в ограниченных пределах.

Модели, связанные с геометрически полным тазом [12–14], в основном развиваются в направлении анализа прочности при транспортных авариях. В данных исследованиях рассматривается физиологическое положение сидя либо боковая опора одной из подвздошных костей. В значительно меньшей степени [15–20] изучены варианты положения стоя или период шага. Однако именно положения жизненного цикла (стояние, шаг, приседание, подъем и спуск по лестнице) представляют особый интерес с точки зрения ремоделирования костной ткани, применения различных фиксирующих устройств.

В наиболее близких к данной работе исследованиях построенные математические модели имеют ряд недостатков. Так, M. Dalstra и R. Huiskes [18] недостаточно полно воспроизвели тазобедренный сустав и не оценивали влияние целостности тазового кольца. G. Bergmann и соавт. [19] проработали тазобедренный сустав, но не исследовали влияние целостности тазового кольца и влияние связок. В работе V. Filardi [21] построена целостная модель таза без крестца, но с учетом конечностей. Анализировали только двухопорное стояние. Интересный подход в исследовании влияния мышечно-связочного аппарата для целостной модели таза предложили A. T. Phillips и соавт. [20], однако моделирование крестца и тазобедренного сустава недостаточно, и не изучены случаи с нарушением целостности тазового кольца.

Наиболее целостная математическая модель таза отражена Zhixiu Nao и соавт. [22], которые показали, что биомеханические реакции зависят от анатомического расположения и строения тазобедренного сустава. Установлено, что фиксация вертлужной впадины во всех направлениях может увеличить в ней распределение напряжений и уменьшить их в передней области тазового кольца (лобковая кость). Показано, что учет модели крестца или его замена действием крестцово-подвздошных и подвздошно-поясничных связок (исследования аналогичные работе A. T. Phillips и соавт. [20]) могут влиять на распределение напряжений на подвздошной и лобковой костях. Однако авторы не исследовали влияние целостности тазового кольца.

В доступной научной литературе не обнаружено аналогичных исследований по оценке влияния целостности тазового кольца на НДС в тазобедренном суставе при одноопорном стоянии.

Все эти особенности обусловили необходимость создания целостной математической модели таза.

Цель работы: изучить с помощью целостной математической модели таза влияние на напряженно-деформированное состояние таза его отдельных составляющих.

Материал и методы

При построении целостной математической модели таза была взята модель, разработанная в лаборатории биомеханики ИППС им. проф. М. И. Ситенко [6]. В основу построения положена методика создания модели по геометрическим сечениям, полученным по томографическим снимкам. В модели учтены связки, испытывающие растяжение при одноопорном стоянии. Полученная модель представлена на рис. 1.



Рис. 1. Целостная математическая модель таза

Исследуемый материал считали однородным и изотропным. При выборе механических характеристик костных структур (модуля Юнга E и коэффициента Пуассона ν) мы основывались на данных, наиболее часто встречающихся в литературе [23–27] (табл. 1).

Основной нагрузкой являлся вес тела P , который приняли равным 700 Н. Рассматривали одноопорное стояние. Без веса нижней опорной конечности нагрузка на тело позвонка L_{IV} — 540 Н. Соотношения величин мышечных сил при одноопорном стоянии взяты в соответствии с данными, приведенными в литературе [28–31] (табл. 2). В тазобедренном суставе использовался контакт типа «bonded». Нижняя поверхность левого коленного сустава закреплена (рис. 2).

Построение геометрической модели выполнено в программе SolidWorks. Основные расчеты сделаны с помощью программы ANSYS. В качестве оценки напряженного состояния выбраны напряжения Мизеса.

Для сравнения НДС проведены исследования на трех моделях костей таза — при целостности тазового кольца, моделировании разрыва лобкового симфиза и моделировании разрыва крестцово-подвздошной, крестцово-бугорной и крестцово-остистой связок.

Результаты и их обсуждение

Модель А. Исследование НДС таза в условиях нагружения целостного тазового кольца. Анализ результатов показал, что наиболее напряженными участками таза являются области подвздошно-крестцового и тазобедренного суставов (рис. 3).

Таблица 1
Механические характеристики используемых материалов

Тип	ЕЮМПа	ν
Кортикальная кость	12500,0	0,30
Губчатая кость	330,0	0,30
Хрящ	10,5	0,49
Связки	1000,0	0,43

Таблица 2
Показатели нагрузок, использованных для построения модели

Модель	Уровень нагрузки, Н
Средний горизонтальный мышца	1150
Минимум горизонтальной мышца	50
Вес тела	700

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

Полученные результаты согласуются с данными других авторов [15, 16, 18–23]. Также, как и в моделях других исследователей, наиболее напряженными участками в тазе оказались области крестцово-подвздошного сустава и вертлужной впадины. Напряжения Мизеса в этих участках сведены в табл. 3.

Количественная оценка НДС в тазобедренном суставе при одноопорном стоянии у всех разная и колеблется от 5 до 30 МПа, в некоторых случаях затруднена, т. к. авторы не приводят точных значений и вывод можно сделать только по картинке. Такое отличие объясняется несколькими факторами: большим разбросом в используемых механических параметрах биологических тканей (например, модуль упругости кортикальной кости колеблется в пределах от 12 500 [24] до 41 500 МПа [25]), упрощениями геометрической модели, выбором различных схем нагружения (вес тела варьируется от 400 до 835 Н), учетом различных мышц и соотношением их усилий, которые удерживают таз при одноопорном стоянии.

Модель Б. Исследование НДС таза при моделировании разрыва лобкового симфиза. 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 и в лобковых костях левой половины таза уровень напряженного

Таблица 3

Сравнение напряжений в таза, полученные различными авторами

Автор	Напряжения (МПа)		Место
	крестцово-подвздошный сустав	вертлужная впадина	
Наше исследование	13,18	18,20	крестцовый
Истомин А. Т. [15]	34,08	27,08	крестцовый (без бедренных костей)
Саркис К. Г. и соавт. [23]	—	5–8,50	крестцовый (исследование)
Степан В. А. и соавт. [16]	7,15	—	крестцовый (без бедренных костей)
Далева М., Никитин Р. [18]	—	8,78	симфизиальный
Phillips А. Т. и соавт. [19]	—	34,08	крестцовый (без бедренных костей)
Zhixiu Nao и соавт. [22]	15,08	—	крестцовый
V. Filardi [21]	—	13,00	крестцовый (без крестца)

Таблица 4

Сравнение напряжений в таза, полученных различными авторами

Автор	Напряжения (МПа)		Место
	крестцово-подвздошный сустав	вертлужная впадина	
Наше исследование	9,3	14,1	крестцовый
Phillips А. Т. и соавт. [19]	—	78,0	крестцовый (без бедренных костей и крестца)
Zhixiu Nao и соавт. [22]	12,3	—	крестцовый

состояния снизился, а в правой, свободной, половине таза — резко снизился (рис. 5).

Более подробно распределение НДС левой подвздошной кости показано на рис. 6.

По сравнению с целостным тазовым кольцом распределение НДС изменилось. В верхней части вертлужной впадины величина напряжений Мизеса незначительно уменьшилась до 8,5 МПа (9,1 МПа для модели с целостным тазовым кольцом — исследование А). В передней области вертлужной впадины уровень напряженного состояния понизился более чем в два раза и составил 4,3 МПа (10,2 МПа для исследования А) (рис. 6, а). В области крестцово-подвздошного сустава напряжения Мизеса равны 15,8 МПа (13,1 МПа для исследования А) (рис. 6, б).

Сравнительные диаграммы для анализа результатов расчета исследований А и Б приведены на рис. 7.

В доступной нам литературе разрыв лобкового симфиза в моделях таза исследовался в основном для транспортных аварий [12–14], т. е. в положении сидя или с боковой опорой таза. Результаты, полученные этими авторами нельзя использовать для сравнения. J. Hashemi и соавт. [32] представили напряженное состояние при фиксированном разрыве лобкового симфиза пластиной, что также не позволяет провести сравнительный анализ.

Модель В. Исследование НДС таза при моделировании разрыва крестцово-подвздошной, крестцово-бугорной и крестцово-остистой связок. Анализ НДС таза показал незначительное изменение его характера распределения по сравнению с моделью целостным тазовым кольцом. Как и для модели А,

зона концентрации напряжений расположена в области подвздошно-крестцового и тазобедренного суставов. При этом в области тазобедренного сустава уровень напряженного состояния повысился, а в области крестцово-подвздошного — понизился (рис. 8).

Более подробно распределение НДС левой подвздошной кости для данной модели показано на рис. 9.

По сравнению с моделью А распределение НДС изменилось — в передней части вертлужной впадины уровень напряженного состояния повысился до 14,1 МПа (10,2 МПа для модели А (рис. 9, а)); в области крестцово-подвздошного сустава снизился до 9,3 МПа (13,1 МПа для модели А (рис. 9, б)). Ниже приведены сравнительные диаграммы для моделей без связок (В) и с целостным тазовым кольцом (А) (рис. 10).

Влияние связочного аппарата на НДС таза исследовано в работах [19, 20]. Так А. Т. Phillips и соавт. [19] указывают на двукратное повышение напряженного состояния в области вертлужной впадины (передняя стенка), в нашем исследовании — на 28 %. Zhixiu Nao и соавт. [20] отметили снижение НДС в области крестцово-подвздошного сустава на 18 %, в нашем исследовании — на 29 %. К сожалению, авторы не сообщают о показателях в обеих областях, а из иллюстраций невозможно сделать выводы о недостающих данных (табл. 4).

Наибольшее отличие в количественных показателях наблюдается у А. Т. Phillips и соавт. [19], что в значительной степени зависит от выбранной нагрузки — 835 Н (540 Н в нашем исследовании) и жесткой опоры в крестцово-подвздошном суставе.

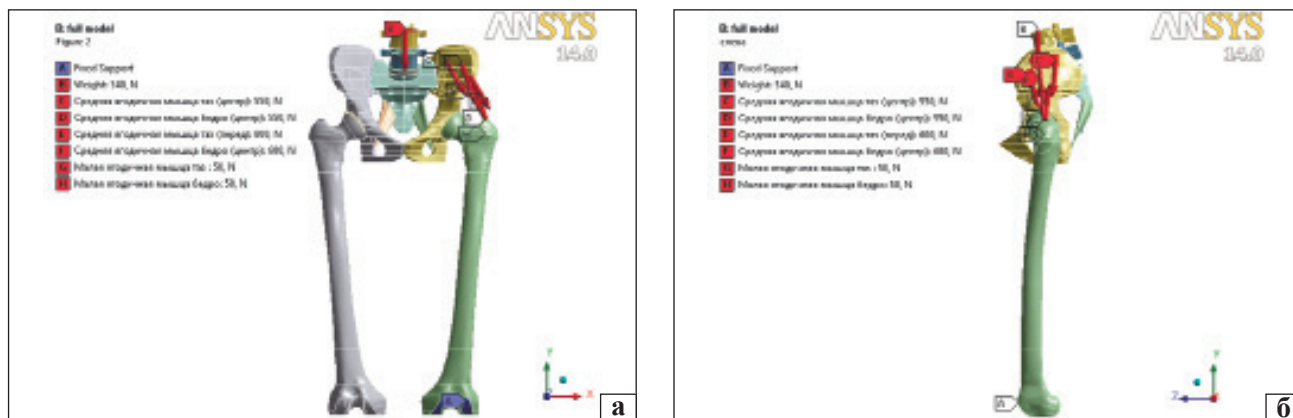


Рис. 2. Нагрузки и места прикрепления мышц: прямая (а) и боковая (б) проекции

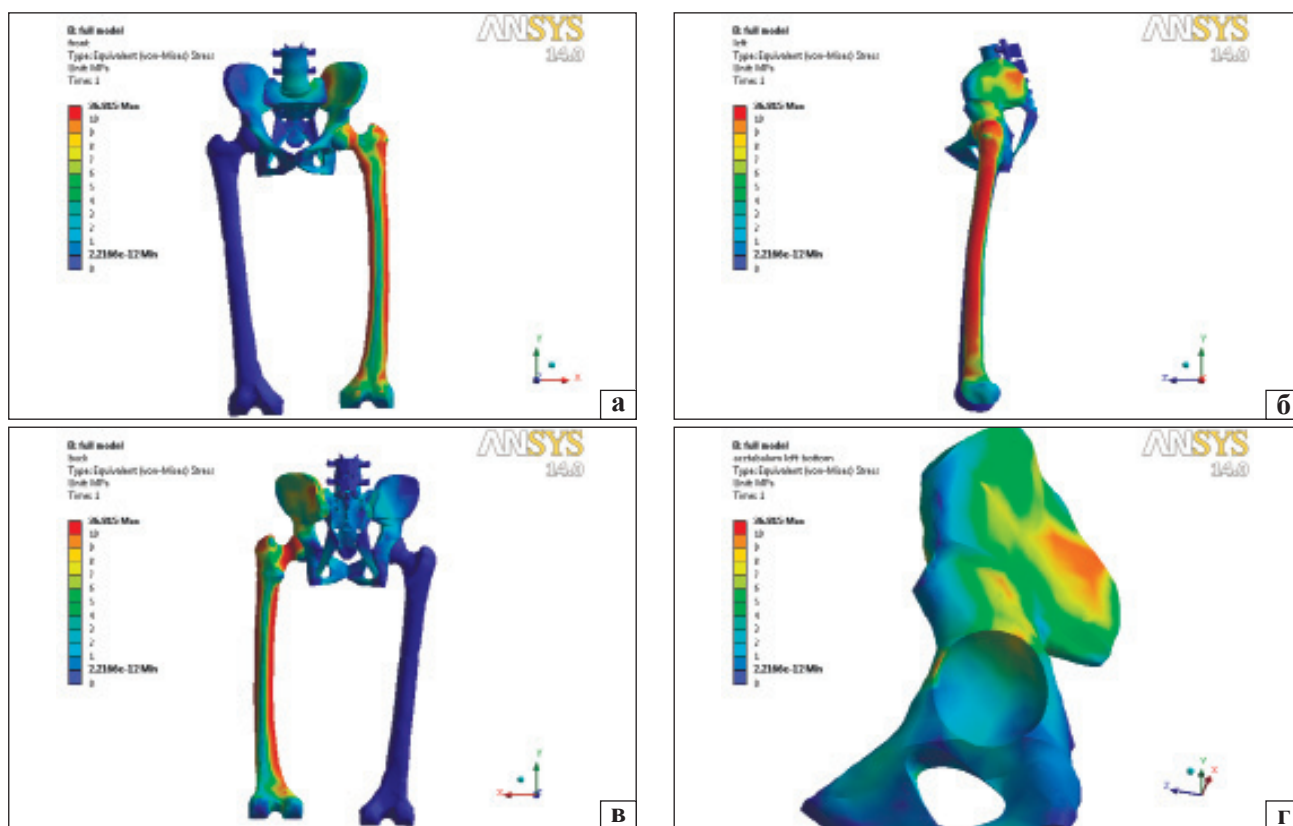


Рис. 3. Распределение напряжений Мизеса в модели А: а) прямая проекция, вид спереди; б) боковая проекция; в) прямая проекция, вид сзади; г) вертлужная впадина, вид слева

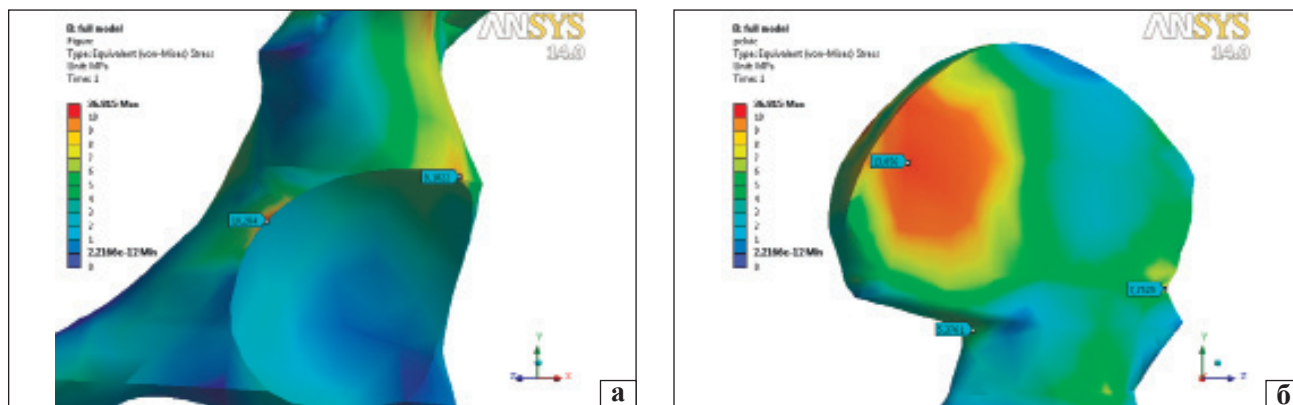


Рис. 4. Распределение напряжений Мизеса в подвздошной кости при целостном тазовом кольце: а) в вертлужной впадине; б) в крестцово-подвздошном суставе

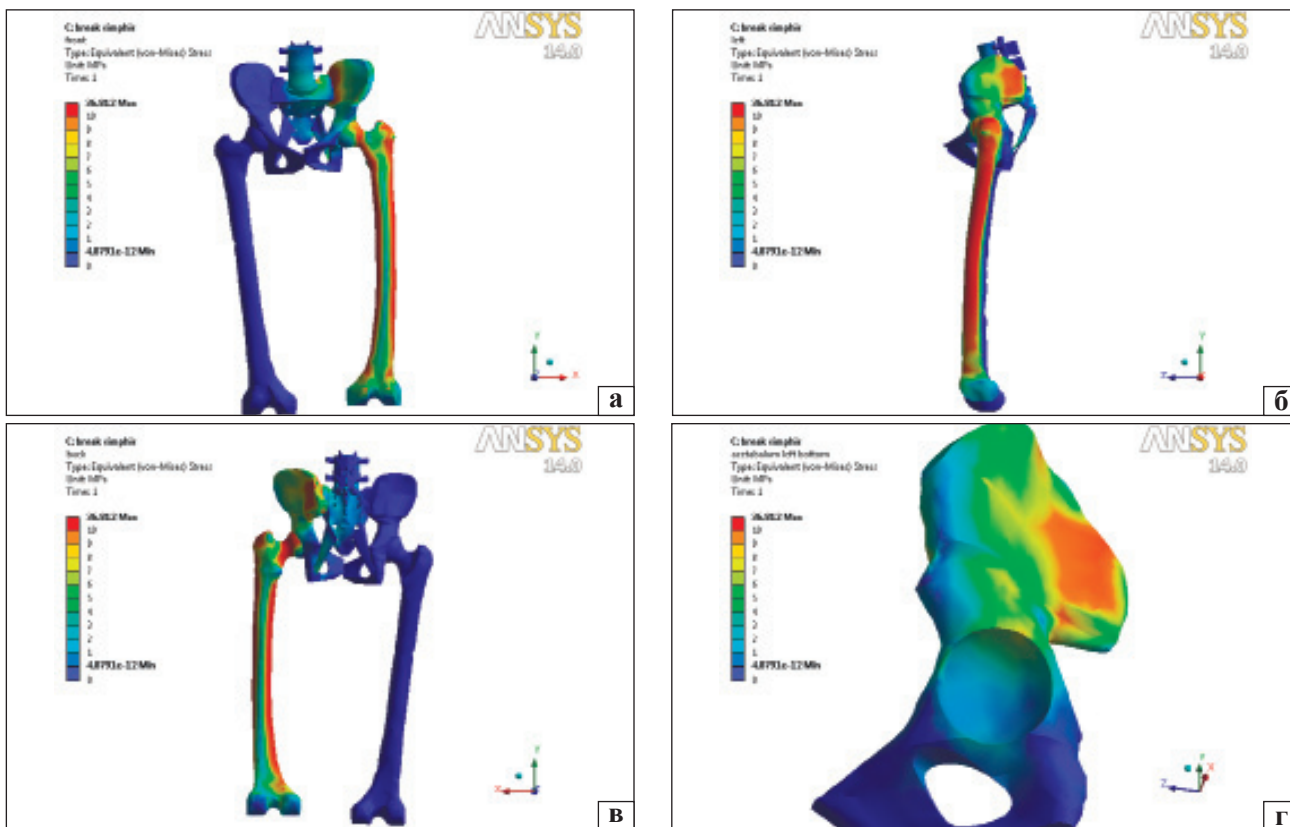


Рис. 5. Распределение напряжений Мизеса в модели Б: а) прямая проекция, вид спереди; б) боковая проекция; в) прямая проекция, вид сзади; г) вертлужная впадина, вид слева

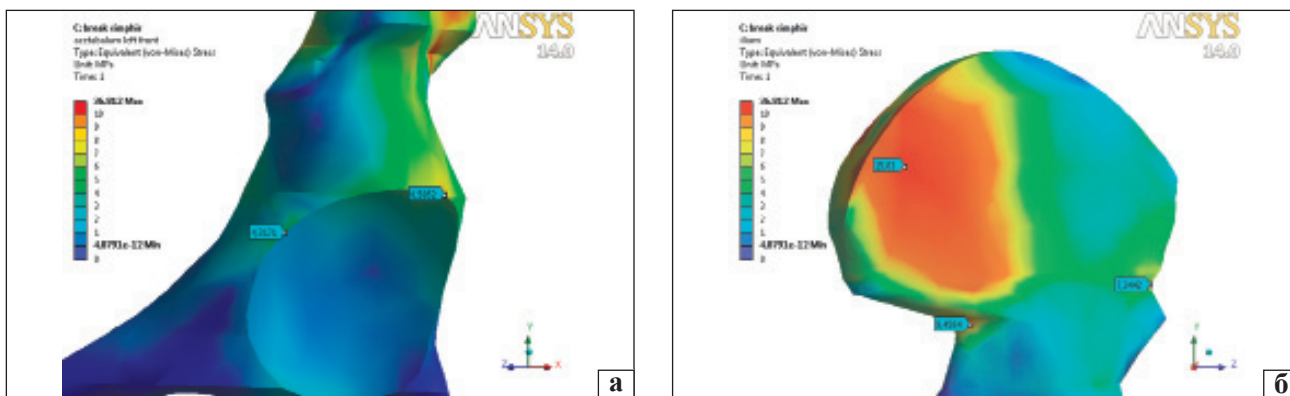


Рис. 6. Распределение напряжений Мизеса в подвздошной кости (модель Б) при моделировании разрыва лобкового симфиза: а) в вертлужной впадине; б) в крестцово-подвздошном суставе

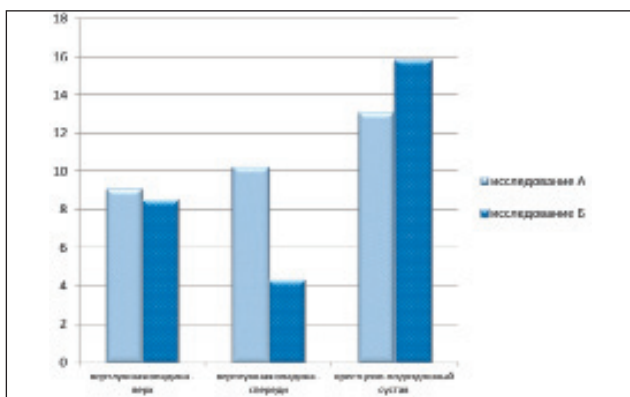


Рис. 7. Диаграмма. Сравнение напряжений Мизеса (МПа) в расчетных моделях А и Б

Выводы

В результате сравнительного анализа НДС таза в условиях моделирования нагружения целостного тазового кольца и разрыва лобкового симфиза (нарушение целостности тазового кольца) установлено снижение уровня напряжений в передней части вертлужной впадины более чем в два раза и его практически сохранные показатели в верхней части вертлужной впадины, 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,

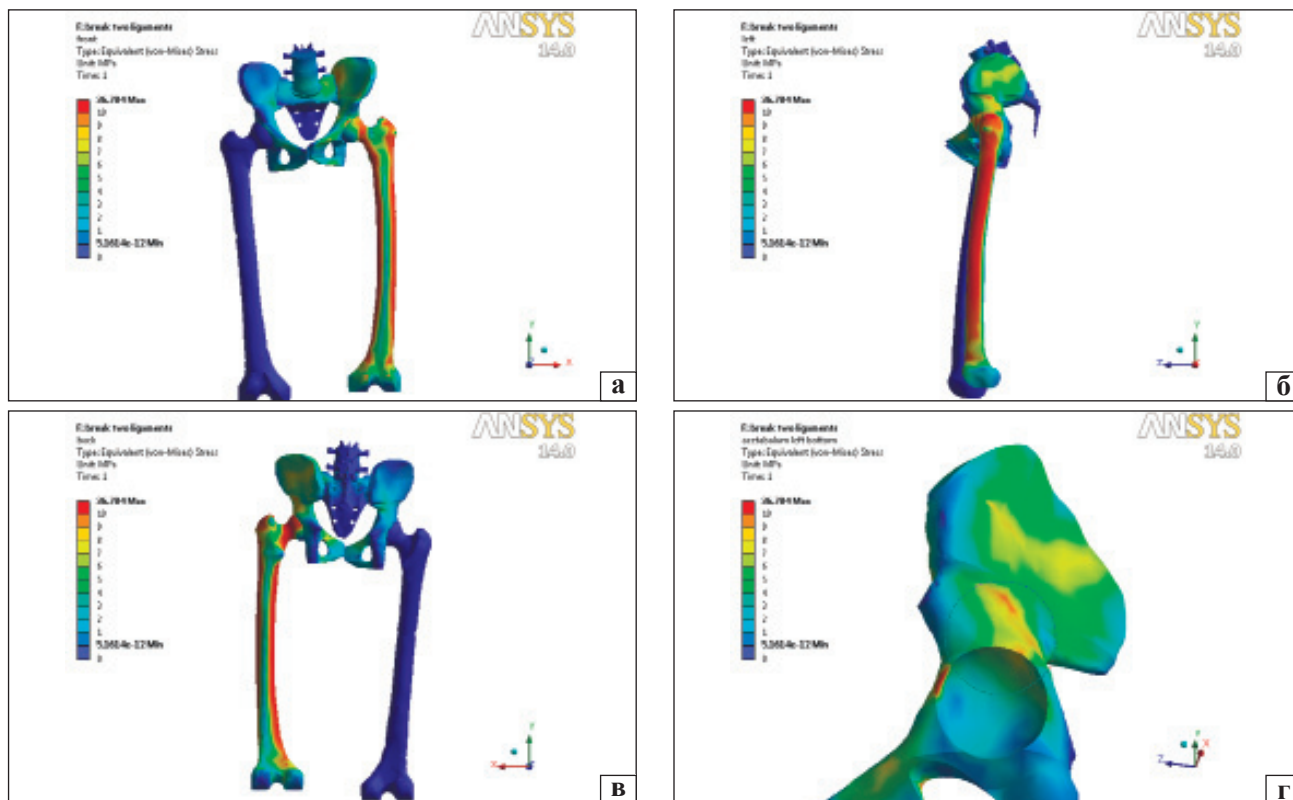


Рис. 8. Распределение напряжений Мизеса в модели В: а) прямая проекция, вид спереди; б) боковая проекция; в) прямая проекция, вид сзади; г) вертлужная впадина, вид слева

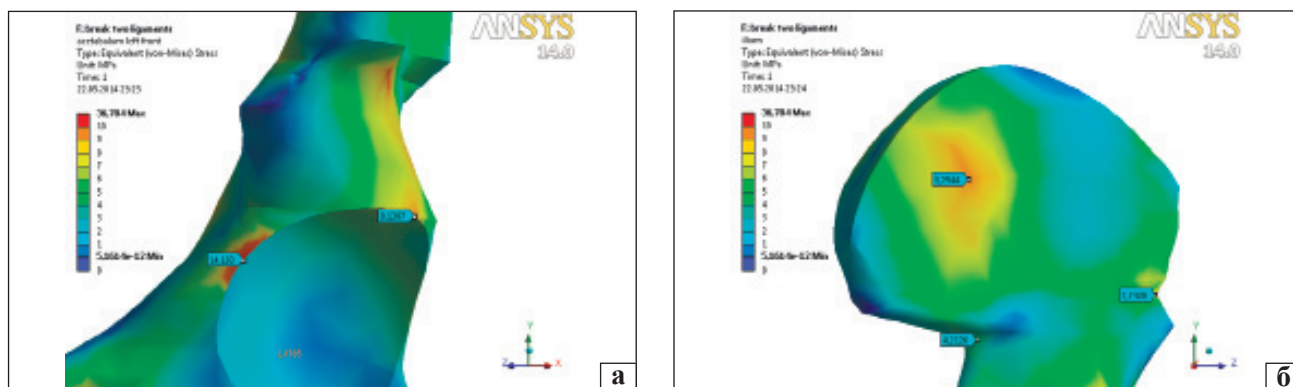


Рис. 9. Распределение напряжений Мизеса в подвздошной кости (модель В): а) в вертлужной впадине; б) в крестцово-подвздошном суставе

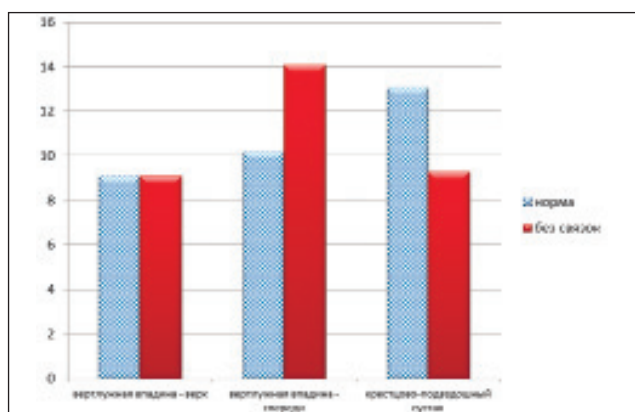


Рис. 10. Сравнение напряжений Мизеса (МПа) в расчетных моделях А и В

а в лобковых костях снижается. При сравнении НДС таза в моделях с разрывом крестцово-подвздошной, крестцово-бугорной и крестцово-остистой связок в условиях целостного тазового кольца выявлено, что отсутствие указанных связок при сохранении целостности тазового кольца приводит к повышению уровня напряжений в передней части вертлужной впадины, сохранению — в верхней, снижению — в области крестцово-подвздошного сустава. Следовательно, связочный аппарат влияет на НДС крестцово-подвздошном суставе и в передней части таза и не влияет на него в верхней части вертлужной впадины. Проведенные расчеты позволяют утверждать, что использование целостной

модели таза с учетом всех его составляющих позволяет более точно отразить НДС в костях таза по сравнению с ранее использовавшимися моделями и оценить влияние отдельных элементов тазового кольца (лобковый симфиз, крестцово-подвздошная, крестцово-бугорная и крестцово-остистая связки) на НДС его отдельных участков.

Список литературы

1. Напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки в умовах моделювання порожнинних кісткових дефектів в різних за навантаженням зонах / В. А. Філіпенко, З. М. Мітелева, В. О. Мезенцев, О. В. Ярьсько // Український морфологічний альманах. — 2006. — Т. 4, № 1. — С. 104–107.
2. Метод кінцевих елементів в клінічній біомеханіці та прогнозування результатів пластики кісткових порожнин за допомогою різновидів кальцій-фосфатних керамік / В. А. Філіпенко, З. М. Мітелева, З. З. Зиман [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2006. — № 2. — С. 34–41.
3. 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 // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 1. — С. 10–16, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872009110-16>.
4. Роль биомеханических исследований в оптимизации операций эндопротезирования тазобедренного сустава / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, В. А. Танькут [и др.] // Вісник СевНТУ. — 2011. — № 120. — С. 70–74.
5. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М.: Мир, 1978. — С. 519 с.
6. Мителева З. М. Современные биомеханические подходы в эндопротезировании тазобедренного сустава / З. М. Мителева, И. А. Суббота, М. Ю. Карпинский // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 1. — С. 37–42.
7. Филиппенко В. А. Биомеханическое обоснование пластики дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с последствиями реактивных артритов / В. А. Филиппенко, А. И. Жигун, С. Е. Бондаренко, А. В. Ярьсько // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 2. — С. 19–22.
8. Значение распределения напряжений в костной ткани вокруг компонентов эндопротеза тазобедренного сустава для стабильной фиксации имплантата / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, В. А. Танькут [и др.] // Вісник СевНТУ. — 2013. — № 137. — С. 110–118.
9. Параметры напряженно-деформированного состояния таза при синдроме подвздошно-поясничной связки / Д. А. Истомин, Г. Г. Голка, А. Г. Истомин [и др.]: мат. XIII наук.-практ. конф. з міжнародною участю [«Сучасні теоретичні та практичні аспекти остеосинтезу»] (24–25 травня 2012). — Урзуф, 2012.
10. Корольков А. И. Биомеханические аспекты дисплазии тазобедренного сустава у детей (моделирование методом конечных элементов) / А. И. Корольков, З. М. Мителева, А. В. Ярьсько // Травматология и ортопедия России (приложение). — 2008. — № 4 (50). — С. 68.
11. Вивчення напружено-деформованого стану різних пар тертя гібридного ендопротеза кульшового суглоба / О. В. Танькут, С. Е. Бондаренко, О. О. Підгайська, Ш. А. Маруф: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю (для молодих вчених) [«Актуальні проблеми сучасної ортопедії та травматології»]. — Чернівці, 2013. — С. 66–68.
12. Development of an advanced finite element model for a pedestrian pelvis [electronic resource] / M. Ikeda, S. Suzuki, Y. Gunji [et al.]: proceedings of the 22nd International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) (June 13–16, 2011). — Washington, DC, 2011. — Access to materials: http://www.ircobi.org/downloads/irc12/pdf_files/26.pdf.
13. Li Z. Finite element modeling of the human pelvis: applications to automotive side impacts and periacetabular lesions / Z. Li, A. W. Eberhardt. — VDM Verlag, 2008. — 84 p.
14. Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts: a finite element study / Z. Li, J. E. Kim, J. S. Davidson [et al.] // J. Biomech. — 2007. — Vol. 40 (12). — P. 2758–2766.
15. Истомин А. Г. Адаптируемая математическая модель таза / А. Г. Истомин // Проблемы медицины. — 1999. — № 9. — С. 16–19.
16. Стауде В. А. Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при одностороннем блокировании крестцово-подвздошного сочленения / В. А. Стауде, А. В. Кондратьев, М. Ю. Карпинский // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 4. — С. 13–19, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872012413-19>.
17. Хмызов С. А. Анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «таз-бедро» при применении стержневых аппаратов внешней фиксации / С. А. Хмызов, В. В. Скребцов, А. В. Ярьсько // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2006. — № 4. — С. 51–56.
18. Dalstra M. Load transfer across the pelvic bone / M. Dalstra, R. Huiskes // J. Biomech. — 1995. — № 28. — P. 715–724.
19. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller [et al.] // J. Biomech. — 2001. — Vol. 34 (7). — P. 859–871.
20. Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions / A. T. Phillips, P. Panjak, C. R. Howie [et al.] // Medical Engineering Physics. — 2007. — № 29 (7). — P. 739–748.
21. Filardi V. FE analysis of stress and displacements occurring in the bony chain of leg [electronic resource] / V. Filardi // J. of Orthopaedics. — 2014. — Access to materials: [http://www.jorthonline.com/article/S0972-978X\(14\)00079-8/pdf](http://www.jorthonline.com/article/S0972-978X(14)00079-8/pdf).
22. The effect of boundary condition on the biomechanics of a human pelvic joint under an axial compressive load: a three-dimensional finite element model / Zhixiu Hao, Chao Wan, Xiangfei Gao, Tao Ji // J. Biomech. Eng. — 2011. — Vol. 133 (10). — P. 101006–101009, doi: [10.1115/1.4005223](https://doi.org/10.1115/1.4005223).
23. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo / W. A. Hodge, R. S. Fijan, K. L. Carlson [et al.] // Proceedings of the National Academy of Sciences USA. — 1986. — Vol. 83. — P. 2879–2883.
24. Dempster W. T. Compact bone as a non-isotropic material / W. T. Dempster, R. T. Liddicoat // The American Journal of Anatomy. — 1952. — Vol. 91, № 3. — P. 331–362.
25. McElhaney J. Dynamic response of biological materials / J. McElhaney, E. F. Byars. — American Society of Mechanical Engineers, New York, N.Y., 1965. — 8 p.
26. Кнетс И. В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И. В. Кнетс, Г. О. Пфафрод, Ю. Ж. Саулгозис. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
27. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / Под ред. И. Ф. Образцова. — М.: Высш. шк., 1988. — 311 с.
28. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека / Х. А. Янсон. — Рига: Зинатне, 1975. — 324 с.
29. Crowninshield R. D. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion / R. D. Crowninshield, R. A. Brand // J. Biomech. — 1981. — Vol. 14. — P. 793–801.

30. 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.
31. Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies / A. E. Anderson, C. L. Peters, B. D. Tuttle, J. A. Weiss // *J. Biomech. Eng.* — 2005. — № 127 (3). — P. 364–373.
32. Finite element analysis of the four-hole dynamic compression plate during gait / J. Hashemi, R. Naik, N. Chandrashekar [et al.]: 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society (Chicago, Illinois, March 19–22, 2006). — Chicago, Illinois, 2006. — P. 1508.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015125-33>

Статья поступила в редакцию 10.09.2014

A MATHEMATICAL MODEL OF THE PELVIS FOR CALCULATION OF ITS STRESS-STRAIN STATE

O. A. Tyazhelov, V. A. Filipenko, O. V. Yaresko, S. E. Bondarenko

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



29–30 января в Цюрихе состоялся 33-й Международный курс по эндоскопической и малоинвазивной спинальной хирургии. На нем была представлена эволюция и современное состояние инновационных разработок в спинальной хирургии за 2014 год. В работе приняли участие ортопеды и нейрохирурги из США, Великобритании, Австрии, Японии, Китая, Германии, других европейских стран. Программа охватывала вопросы диагностики и классификации дегенеративных заболеваний позвоночника, аспекты лечебной тактики.

Торжественной частью курса стала инаугурация президента Международной ассоциации малотравматичной хирургии позвоночника (ISMISS, штаб-квартира в Цюрихе) профессора Радченко Владимира Александровича.