

МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ТАЗА КАК ЗАМКНУТОЙ БИОКИНЕМАТИЧЕСКОЙ ЦЕПИ

Тяжелов А. А., Ярьсько А. В., Гончарова Л. Д., Лобанов Г. В., Боровой И. С.
 ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко
 НАМН Украины», г. Харьков, Украина

Резюме. В статье исследована идея авторов рассматривать малоподвижные соединения скелета как особый механизм снижения напряжений. В результате доказано, что при моделировании костного анкилоза опорного крестцово-подвздошного сустава напряжения в переднем отделе таза уменьшаются более чем на 30%, а в заднем отделе таза, особенно в крестце, увеличиваются почти на 20%, что приводит к выраженной диспропорции напряжений между передними и задними отделами. При моделировании остеосинтеза крестцово-подвздошного сустава пластиной напряжения в крестцово-подвздошном суставе увеличиваются по сравнению с нормой в 7,4 раза, а в крестце — в 13,9 раза, тогда как при использовании аппарата внешней фиксации эти напряжения не превышают нормальных значений.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, малоподвижные соединения, кости таза.

Введение

Рассматривая таз как замкнутую биокинематическую цепь, состоящую из жестких звеньев с малоподвижными эластичными соединениями, следует отметить, что движения или нагрузки в отдельных соединениях передаются на все другие и невозможны в изолированном виде. Малоподвижные соединения костей таза — это оптимальный компромисс между двумя взаимоисключающими требованиями к тазу как к закрытой биокинематической цепи. Требование первое — обеспечение устойчивой платформы для удержания вертикально расположенного позвоночника и туловища, а также жесткой основы для мышц, участвующих в локомоции. Требование второе — обеспечение эластичности соединений отдельных звеньев замкнутой биокинематической цепи для максимально эффективного гашения толчков, ударов и сотрясений, неизбежно возникающих при локомоции. Именно благодаря наличию малоподвижных упругих соединений таз принимает и эффективно распределяет вес позвоночника и верхней половины туловища, передает его на нижние конечности, через них же воспринимает силы реакции опоры и противодействует им.

Таз противостоит различным нагрузкам, как и позвоночник, поэтому тоже обладает резистентностью к нагрузкам. Если оценить степень резистентности таза к нагрузкам по аналогии с позвоночником [1], то можно утверждать, что степень резистентности таза прямо пропорциональна квадрату числа малоподвижных соединений плюс единица или:

$$P=3^2+1=10.$$

Как видно из приведенных рассуждений, в норме таз благодаря малоподвижным соединениям, выступающим в

роли амортизаторов, обладает такой же резистентностью или степенью сопротивляемости вертикальной нагрузке, как и позвоночник.

Жесткое же блокирование одного из малоподвижных соединений таза снизит его резистентность как кинематической цепи вдвое ($2^2+1=5$), а такой таз не сможет так же эффективно противодействовать нагрузкам, как здоровый. Жесткая фиксация малоподвижного соединения приведет к тому, что напряжения в отдельных зонах кости резко возрастут, что может привести к различным осложнениям в дальнейшем. Для подтверждения данного тезиса нами проведены биомеханические исследования, направленные на изучение распределения напряжений в различных зонах таза при разных видах соединения костей таза. Для этого мы использовали математическое моделирование методом конечных элементов.

На первом этапе исследования проведено сравнение показателей НДС модели одноопорной нагрузки таза в норме и в условиях моделирования анкилоза опорного крестцово-подвздошного сустава (для чего хрящевой слой крестцово-подвздошного сустава заменен губчатой костью). Эти показатели интересовали нас с точки зрения амортизационных возможностей суставов таза.

На втором этапе сравниваются показатели НДС моделей остеосинтеза перелома подвздошной кости с использованием наkostной пластины и аппарата внешней фиксации (в обоих случаях моделировалась стабилизация крестцово-подвздошного сустава).

Цель исследования — изучение напряженно-деформированного состояния модели таза при одноопорном стоянии при различной степени жесткости опорного крестцово-подвздошного сочленения.

Материалы и методы

При построении модели в качестве базовой была взята модель цельного таза, соединенная с бедренной костью, разработанная в лаборатории биомеханики института им. М.И. Ситенко. В основу построения положена методика создания модели по геометрическим сечениям, полученным из КТ-сканов. Построение модели по сечениям проводилось в программе SolidWorks. Общее количество КЭ равняется 88 777. В качестве оценки напряженного состояния выбраны напряжения Мизеса как наиболее информативный вид оценки общего напряженного состояния.

Материал элементов модели считали однородным и изотропным. При выборе свойств элементов модели основывались на данных литературы [2]. Используемые характеристики: E — модуль упругости (модуль Юнга), ν — коэффициент Пуассона, сведены в табл. 1.

Таблица 1

Механические характеристики используемых материалов

| Ткань | E (МПа) | ν |
|--------------------|-----------|-------|
| Кортикальная кость | 18350 | 0,3 |
| Губчатая кость | 330 | 0,3 |
| Хрящ | 10,5 | 0,49 |
| Сталь | 210000 | 0,28 |

Основной нагрузкой принят вес тела $P=700$ Н. Рассматривалось одноопорное стояние. Без учета опорной конечности, нагрузка на крестец принята равной 540 Н, величины мышечных сил при одноопорном стоянии взяты в соответствии с данными, приведенными в литературе [3, 4]. Данные представлены в табл. 2. Закрепление модели выполнено по суставной поверхности мыщелков бедренной кости.

Таблица 2

Мышечные силы при одноопорном стоянии по Goel V. K. с соавт. (1978) и Янсон Х. А. (1975)

| Мышцы | Усилия мышц (Н) |
|---------------------------------------|-----------------|
| Средняя ягодичная мышца | 1150 |
| Малая ягодичная мышца | 100 |
| Вес тела без учета опорной конечности | 540 |

Общая расчетная модель представлена на рис. 1, расчетная модель остеосинтеза таза — на рис. 2.

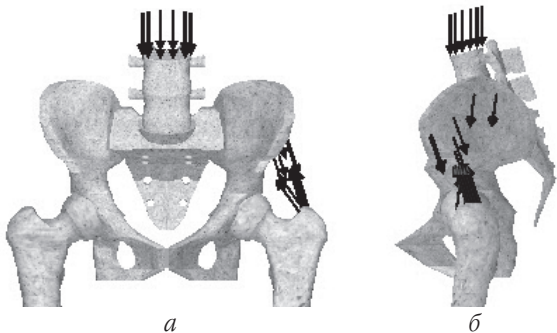


Рис. 1. Расчетная модель цельного таза и бедра: *a* — вид спереди; *б* — сбоку

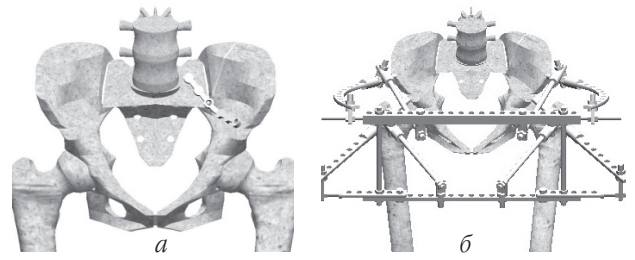


Рис. 2. Расчетная модель остеосинтеза таза пластиной (*a*) и аппаратом внешней фиксации (*б*)

Результаты и их обсуждение

Особенности НДС модели одноопорной нагрузки цельного таза

Анализ НДС модели одноопорной нагрузки цельного таза в норме (рис. 3) показал, что наиболее напряженным участком таза является область подвздошно-крестцового и тазобедренного суставов.

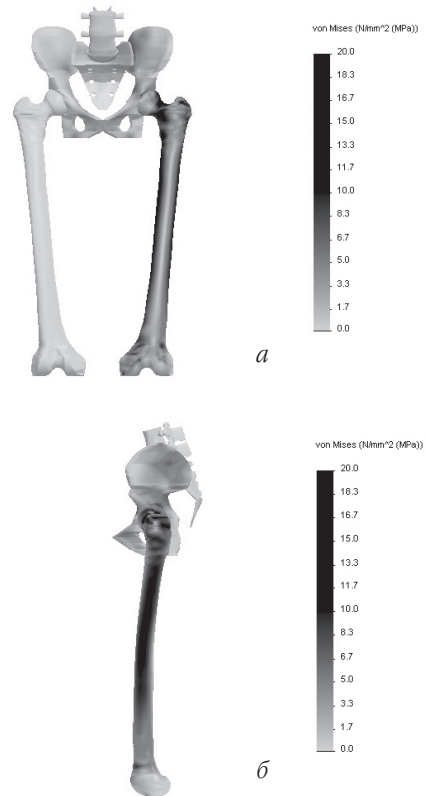


Рис. 3. Распределение напряжений Мизеса в модели: *a* — фронтальный вид; *б* — сагиттальный вид

Характер распределения напряжений и величина суммарных напряжений Мизеса неодинакова для различных отделов таза. Так, в передней части вертлужной впадины величина напряжений Мизеса достигает значений 10,2 МПа. В ее верхней части напряжения Мизеса равняются 9,1 МПа. В передней части тазового кольца уровень напряженного состояния в верхней ветви лобковой кости составляет 2,4 МПа, а в седалищной кости — 2,5 МПа.

Максимальные значения напряжений Мизеса в области крестцово-подвздошного сустава равняются 13,1 МПа, что сравнимо с напряжениями в области вертлужной впадины.

Уровень напряженного состояния в опорной, более напряженной, части крестца гораздо меньше и составляет 5,6 МПа.

Таким образом, модель одноопорной нагрузки цельного таза в норме демонстрирует более высокий уровень напряжений в заднем отделе таза, но при этом напряжения опорной половины крестца более чем в 2 раза меньше. Единственное объяснение этому феномену мы видим в амортизационной функции суставного хряща крестцово-подвздошного сустава.

Особенности НДС модели при увеличении жесткости опорного крестцово-подвздошного сустава

В данном варианте расчета был проведен анализ НДС для модели, свойства хряща крестцово-подвздошного сустава которой заданы как для губчатой кости. (Другими словами исследована модель костного анкилоза крестцово-подвздошного сустава). Анализ результатов показал, что наиболее напряженным участком таза является область подвздошно-крестцового и тазобедренного суставов (рис. 4), как и для модели в норме, хотя изменилась величина напряжений.

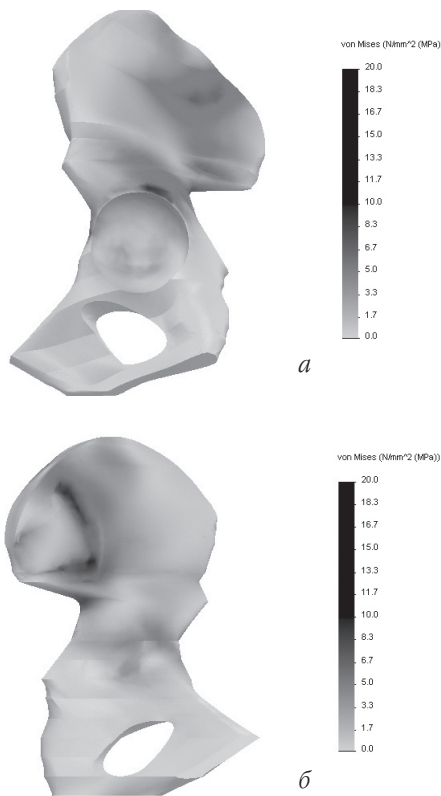


Рис. 4. Распределение суммарных напряжений Мизеса в подвздошной кости: *а* — в области вертлужной впадины; *б* — в области крестцово-подвздошного сустава

В передних отделах таза величина напряжений Мизеса уменьшилась более чем на 30%. Что касается задних отделов таза, то значения напряжений в этой зоне для модели анкилоза крестцово-подвздошного сустава возросли, в крестце — почти на 20%, что создало выраженную диспропорцию напряжений между передними и задними отделами таза.

Из проведенного анализа НДС следует, что при увеличении жесткости крестцово-подвздошного сустава происходит

перераспределение НДС. Основная нагрузка передается через крестец и крестцово-подвздошный сустав, где напряжения увеличиваются на 19,6% и 3% соответственно, а в передней части тазового кольца наблюдается снижение уровня напряжений.

Клиническая интерпретация данной части исследования может быть представлена следующим образом. При анкилозе крестцово-подвздошного сустава напряжения в переднем отделе таза уменьшаются более чем на 30%, а в заднем отделе таза, особенно в крестце, увеличиваются почти на 20%, что приводит к выраженной диспропорции напряжений между передними и задними отделами таза. Следовательно, амортизационная функция таза как фрагмента кинематической цепи будет резко снижена, что со временем может негативно сказаться и на вышележащих отделах скелета — крестцово-тазовом переходе и поясничном отделе позвоночника.

Следующим этапом работы стало исследование НДС моделей остеосинтеза перелома подвздошной кости с использованием накостной пластины и аппарата внешней фиксации при условии стабилизации крестцово-подвздошного сустава.

Особенности НДС модели остеосинтеза таза при фиксации перелома подвздошной кости пластиной (модель жесткого остеосинтеза крестцово-подвздошного соединения)

В графическом виде результаты представлены на рис. 5. Анализ показал, что наиболее напряженными участками являются задние отделы таза, хотя уровень напряжений в передних отделах незначительно вырос.

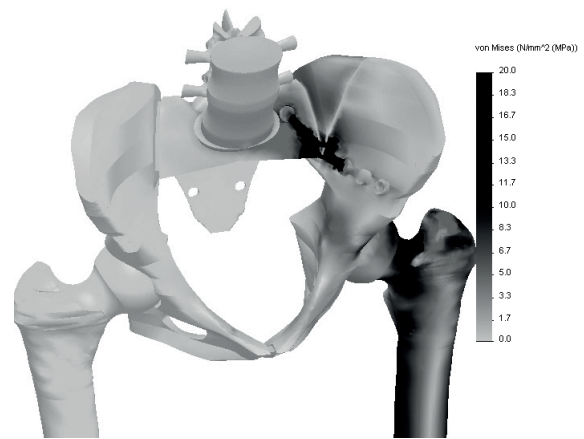


Рис. 5. Распределение напряжений Мизеса в модели остеосинтеза таза при фиксации перелома подвздошной кости и крестцово-подвздошного сустава пластиной

В передней части вертлужной впадины величина напряжений Мизеса достигает значений 10,1 МПа (10,2 МПа для модели в норме). В ее верхней части напряжения Мизеса равняются 11,9 МПа (9,1 МПа для модели в норме). В передней части тазового кольца для верхней ветви лобковой кости уровень напряженного состояния равняется 3 МПа (2,4 МПа для модели в норме), а для ветви седалищной кости — 4,5 МПа (2,5 МПа для модели в норме).

Характер распределения напряженного состояния в крестцово-подвздошном суставе изменился, значения напря-

жений Мизеса в зоне расположения фиксирующей пластины резко возросли и достигают величины 97,3 МПа (13,1 МПа для модели в норме), что превышает уровень нормальных значений в 7,4 раза. Уровень напряженного состояния в области крестца составил 77,7 МПа (5,6 МПа для модели в норме), что в 13,9 раза превышает уровень нормальных значений. В области контакта винтов с костью уровень напряженного состояния составил 19,9 МПа.

Из проведенного анализа НДС модели остеосинтеза таза следует, что фиксация перелома подвздошной кости и крестцово-подвздошного сустава пластиной заметно изменила как характер распределения НДС, так и величины напряжений в подвздошной кости. В области вертлужной впадины и в передней части тазового кольца (верхняя ветвь лобковой кости и ветвь седалищной кости) уровень напряженного состояния повысился незначительно. Наиболее существенные изменения произошли в области крестцово-подвздошного сустава и крестца, где напряжения повысились значительно, превышая нормальные значения в 7,4 и в 13,9 раза соответственно.

Особенности НДС модели остеосинтеза таза при фиксации перелома подвздошной кости аппаратом внешней фиксации (модель упруго-стабильного остеосинтеза)

В графическом виде результаты представлены на рис. 6. Анализ результатов показал, нагрузка в основном передается через переднюю часть тазового кольца и через элементы аппарата.

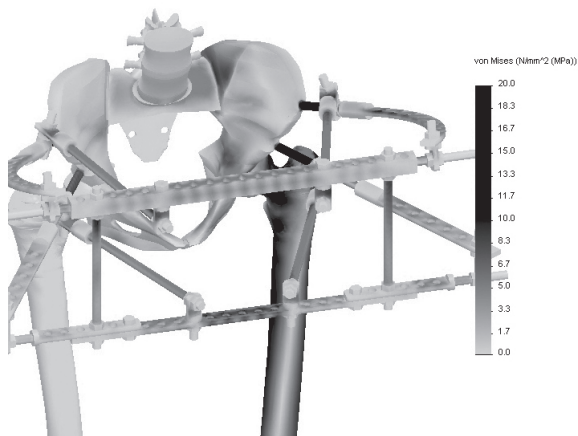


Рис. 6. Распределение напряжений Мизеса в модели остеосинтеза таза при фиксации перелома подвздошной кости и крестцово-подвздошного сустава аппаратом внешней фиксации

В передней части вертлужной впадины величина напряжений Мизеса достигает значений 11,9 МПа (10,2 МПа для модели в норме), что превышает нормальные значения незначительно, всего на 16,6%. В ее верхней части напряжения Мизеса равняются 11,5 МПа (9,1 МПа для модели в норме). В передней части тазового кольца для верхней ветви лобковой кости уровень напряженного состояния равняется 6,4 МПа (2,4 МПа для модели в норме), а для ветви седалищной кости — 6,9 МПа (2,5 МПа для модели в норме), что превышает нормальные значения более чем в 2 раза. Однако сами величины напряжений далеки от критических значений.

Характер распределения напряженного состояния в задних отделах таза также изменился, значения напряжений Мизеса в зоне крестца достигают величины 5,3 МПа (5,6 МПа для модели в норме). В крестцово-подвздошном суставе уровень напряженного состояния составляет 9 МПа (что также не превышает нормальные значения), а максимальное значение напряжений Мизеса в элементах аппарата (верхний фиксирующий стержень в левой подвздошной кости) равняется 18,8 МПа. Другими словами мы видим, что модель аппаратного остеосинтеза демонстрирует значения суммарных напряжений, незначительно отличающиеся от нормальных.

На диаграмме (рис. 7) представлено сравнение значений напряжений в задних отделах модели таза при моделировании фиксации перелома пластиной и аппаратом внешней фиксации, что наглядно демонстрирует преимущества аппаратного остеосинтеза.

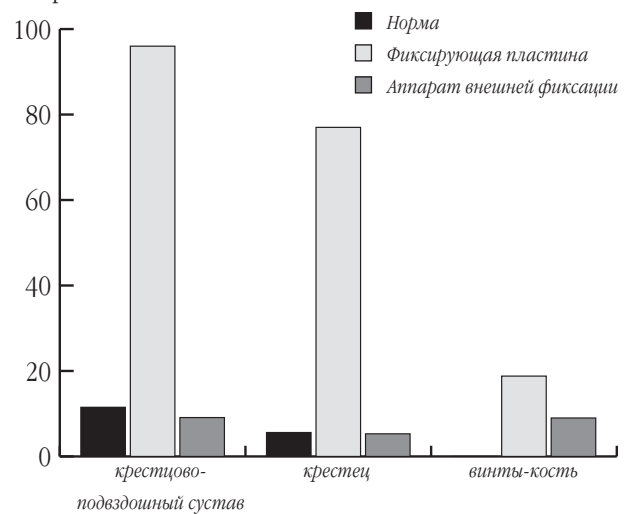


Рис. 7. Сравнительная диаграмма напряжений крестцово-подвздошного сустава и крестца для моделей нормального таза и моделей остеосинтеза таза

Таким образом, при остеосинтезе таза с фиксацией крестцово-подвздошного сустава меняется как характер распределения НДС, так и величины напряжений в различных отделах таза. При внеочаговом остеосинтезе таза основная нагрузка передается через переднюю часть тазового кольца и аппарат внешней фиксации, где напряжения увеличиваются, но незначительно. В области крестцово-подвздошного сустава уровень напряженного состояния практически соответствует норме.

Выводы

Подводя итог данному исследованию, следует сказать, что распределение напряжений в области крестца и крестцово-подвздошного сустава при одноопорном стоянии зависит от степени эластичности крестцово-тазового соединения. При моделировании костного анкилоза опорного крестцово-подвздошного сустава напряжения в переднем отделе таза уменьшаются более чем на 30%, а в заднем отделе таза, особенно в крестце, увеличиваются почти на 20%, что приводит к выраженной диспропорции напряжений между передними и задними отделами таза. Поэтому амортизационная функция таза как фрагмента кинематической цепи

будет снижена почти наполовину. Эти расчеты полностью согласуются с расчетом резистентности таза как замкнутой биокинематической цепи, приведенным во введении.

При сравнении различных моделей остеосинтеза крестцово-подвздошного сустава отмечено, что с использованием аппарата внешней фиксации происходит более равномерное распределение напряженного состояния в задних отделах таза в сравнении с использованием пластины. При моделировании фиксации крестцово-подвздошного сустава пластиной напряжения в крестцово-подвздошном суставе увеличиваются по сравнению с нормой в 7,4 раза, а в крестце — в 13,9 раза, тогда как при использовании аппарата внешней фиксации эти напряжения не превышают нормальных значений.

Литература

1. Капанджи А.И. Позвоночник. Физиология суставов. Т. 3 / А.И. Капанджи. — 6-е изд. — М.: Эксмо. — 2011. — 327 с.
2. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. — Рига: Зинатне. — 1980. — 320 с.
3. Goel V.K. Stresses in the pelvis / Goel V.K., Valliappan S., Svensson N.L. // J. Comput. Biol. Med. — 1978. — Vol. 8. — P. 91–104.
4. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека / Х.А. Янсон. — Рига: Зинатне. — 1975. — 324 с.

MODELING OF STRESS-STRAIN BEHAVIOR OF PELVIS AS A CLOSED BIOKINETIC CHAIN IN DIFFERENT TYPES OF JOINING OF PELVIC BONES

Tiazbelov O. A., Yaresko O. V., Goncharova L. D., Lobanov G. V., Borovoi I. S.

Summary. The authors' idea to consider stiff junctions of a skeleton as a special mechanism of decreasing a tension is investigated in the article. It has been proved that when modeling a bone ankylosis of sacroiliac joint the tension in the anterior part of a pelvis decreases more than 30%, and in the back part of a pelvis, especially in a sacrum, increases by nearly 20% which leads to the frank disproportion of tension between anterior and posterior parts of a pelvis. When to model the sacroiliac joint osteosynthesis by the tension plate, the tension in a sacroiliac joint increases 7,4 times as compared to the norm, and in a sacrum — 13,9 times, whereas this tension doesn't exceed normal values when using the device of external fixation.

Key words: stress-strain behavior; stiff junctions of skeleton, pelvic bones.

МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ТАЗА ЯК ЗАМКНУТОГО БІОКІНЕМАТИЧНОГО ЛАНЦЮГА

Тяжелов О.А., Яреско О.В., Гончарова Л.Д., Лобанов Г.В., Боровой І.С.

Резюме. У статті досліджена ідея авторів розглядати малорухомі з'єднання скелета як особливий механізм зниження напруження. У результаті доведено, що при моделюванні кісткового анкілозу опорного крижово-клубового суглоба напруження в передньому відділі таза зменшуються більш ніж на 30%, а в задньому відділі таза, особливо в крижах, зростають майже на 20%, що призводить до вираженої диспропорції напружень між передніми і задніми відділами. При моделюванні остеосинтезу крижово-клубового суглоба пластиною напруження в крижово-клубовому суглобі збільшуються порівняно з нормою в 7,4 разу, а в крижах — в 13,9 разу, тоді як при використанні апарату зовнішньої фіксації це напруження не перевищує нормальних значень.

Ключові слова: напружено-деформований стан, малорухоме з'єднання, кістки таза.