

УДК 616.721:616.718.1](045)

Напряженно-деформированное состояние кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при асимметрии суставных щелей крестцово-подвздошного сустава

Н. А. Корж¹, В. А. Стауде¹, А. В. Кондратьев², М. Ю. Карпинский¹

¹ ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

² Национальный аэрокосмический университет им. Н. Е. Жуковского «ХАИ», Харьков. Украина

In the kinematic chain of the skeleton its important parts transmitting the load from the spine to the pelvis are the sacrum, the sacroiliac joints (SIJ) and ligaments surrounding them. SIJ dysfunction often leads to low back pain. Objective: To analyze the stress-strain state of SCJ with ventral, dorsal and interosseous sacroiliac ligaments at their normal condition and in cases of asymmetry of the joint space width. Methods: for the study the previously proposed virtual model synthesized and based on the lumbar spine, SIJ and pelvis CT scans of 20 patients and SIJ MRI scans of 10 patients was selected. Finite element model of the lumbosacral spine and SIJ were loaded from the upper vertebrae L₁ with vertical force of 400 N and 2000 N along the axis of the spine. Results: distribution of stress and strain in the SIJ and lumbosacral spine model obtained under conditions of asymmetry of joint spaces' width indicates the changing in nature of functioning of the entire articulation. In the case of asymmetry of SIJ width asymmetry it was determined displacement of conventional axis of rotational mobility of the sacrum and significant redistribution of stresses and strains between the left and right joints and ligaments. While loading with 400 N for asymmetric joint space width it was determined an increasing of the value of tension in SIJ ligaments on the left and of the value of deformation on the right particularly in dorsal and interosseous sacroiliac ligaments. The values of tension in the sacrospinous, sacrotuberous and iliolumbar ligaments changed asymmetrically so as to maximally compensate violations caused by asymmetry of the joint space width. The same trends were found while loading with 2000 N but at the same time tensions in sacrospinous and sacrotuberous ligaments significantly increased indicating their important role in SIJ stabilization under conditions of increasing load. In the proposed SIJ with lumbar spine model mathematically substantiated an opportunity of nascence of functional deformation like «twisted pelvis». Key words: sacroiliac joints, lumbar spine, sacrum, ligaments.

У кінематичному ланцюгу опорного скелета важливими ланками, які передають навантаження від хребта на таз, є крижі, крижово-клубові суглоби (ККС) та зв'язки, що їх оточують. Дисфункція ККС часто призводить до нижньопоперекового болю. Мета: проаналізувати напружено-деформований стан ККС з вентральними, дорсальними та міжкістковими крижово-клубовими зв'язками за їх нормального стану та асиметрії ширини суглобових щілин. Методи: для дослідження обрана запропонована раніше віртуальна модель, синтезована на основі КТ-сканів поперекового відділу хребта, ККС і таза 20 пацієнтів та МРТ-сканів ККС 10 пацієнтів. Кінцево-елементні моделі попереково-крижового відділу та ККС навантажували по верхньому хребці L₁ вертикальною силою в 400 та 2000 Н уздовж осі хребта. Результати: отриманий розподіл напруження і деформації у моделі ККС та попереково-крижового відділу за умов асиметрії ширини суглобових щілин свідчить про зміни характеру роботи всього зчленування. У разі асиметрії ширини суглобових щілин ККС встановлено зміщення умовної осі ротаційної рухливості крижів та суттєвий перерозподіл напружень і деформацій між лівими та правими суглобами і пучками зв'язок. Під час навантаження в 400 Н за асиметричної ширини суглобової щілини відмічено збільшення величини напруження у зв'язках ККС зліва і величин деформації справа, особливо в міжкісткових і дорсальних крижово-клубових зв'язках. Величини напруження в крижово-остистій, крижово-горбовій та клубово-поперековій зв'язках змінювалися асиметрично так, щоб максимально компенсувати порушення, спричинені асиметрією ширини суглобової щілини. Такі ж тенденції виявлено під час навантаження в 2000 Н, але при цьому значно збільшувалися напруження в крижово-остистій та крижово-горбовій зв'язках, що свідчить про їх важливу роль у стабілізації ККС за умов підвищення навантаження. На запропонованій моделі ККС із поперековим відділом хребта математично обґрунтована можливість виникнення функціональної деформації «скручений таз». Ключові слова: крижово-клубові суглоби, поперековий відділ хребта, крижі, зв'язки.

Ключевые слова: крестцово-подвздошные суставы, поясничный отдел позвоночника, крестец, связки

Введение

Крестцово-подвздошный сустав (КПС) часто является источником нижнепоясничных болей. По мнению некоторых авторов, это связано с дисфункцией КПС в 20–50 % случаев [1–4].

В кинематической цепи опорного скелета важными звеньями, передающими нагрузки от позвоночника к тазу, являются крестец, КПС и окружающие их связки. КПС имеет объем ротационной подвижности около 4° , что позволяет оптимизировать передачу нагрузок в кинематической цепи «позвоночник – крестец – таз» [5].

По данным М. Demir и соавт. [6], при компьютерной томографии (КТ) у взрослых младше 40 лет ширина суставной щели КПС составляет 2,5 мм, у старших пациентов 1,5 мм. В исследование включено 400 пациентов без жалоб на боли со стороны КПС, которым проводили КТ таза по различным причинам. W. Dilhmann [7], L. Damon и соавт. [8] считают, что одним из признаков дисфункции и артроза КПС является асимметричное изменение ширины суставной щели, что может служить хорошим индикатором неадекватной механики КПС. При анализе научной литературы мы не нашли работ, посвященных исследованию напряженно-деформированного состояния связок КПС.

Цель работы: детально проанализировать напряженно-деформированное состояние крестцово-подвздошного сустава с вентральными, дорсальными и межкостными крестцово-подвздошными связками в их нормальном состоянии и при асимметрии ширины суставных щелей.

Материал и методы

Для исследования принята предложенная ранее математическая модель [9, 10]. Модель синтезирована на основе КТ-срезов поясничного отдела

позвоночника, КПС и таза 20 пациентов. Конфигурация основных связок, влияющих на функцию КПС и положение нижнепоясничных сегментов относительно крестца, смоделирована на основе срезов магнитно-резонансной томографии 10 пациентов и схемы их расположения по А. И. Капанджи [11]. При моделировании кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» синтезированы связки, выполняющие ключевую роль в стабилизации ротационной подвижности КПС и положения нижнепоясничных сегментов и крестца относительно таза, а именно: верхняя и нижняя порции подвздошно-поясничной; подвздошно-поперечные крестца; вентральные, межкостные и дорсальные крестцово-подвздошные; крестцово-остистая и крестцово-бугорная (рис. 1).

Моделирование КПС с вентральными, межкостными, дорсальными крестцово-подвздошными связками проведено путем введения элемента, обеспечивающего необходимые степени свободы крестца относительно крыла таза, форма которого соответствует схеме, приведенной в работе А. Masi [12] (рис. 2).

Асимметрия суставных щелей моделировалась увеличением ширины правого элемента в два раза. Ввиду того, что вентральные, межкостные и дорсальные крестцово-подвздошные связки в области более широкой суставной щели находятся предположительно постоянно в состоянии гиперрастяжения и микротравматизации, величину их физико-математических характеристик мы моделировали снижением модуля Юнга для них в два раза. При этом физико-механические характеристики биологических тканей были приняты постоянными в соответствии с работой [13] (табл. 1).

Конечно-элементная модель пояснично-крестцового отдела и КПС были нагружены по верх-

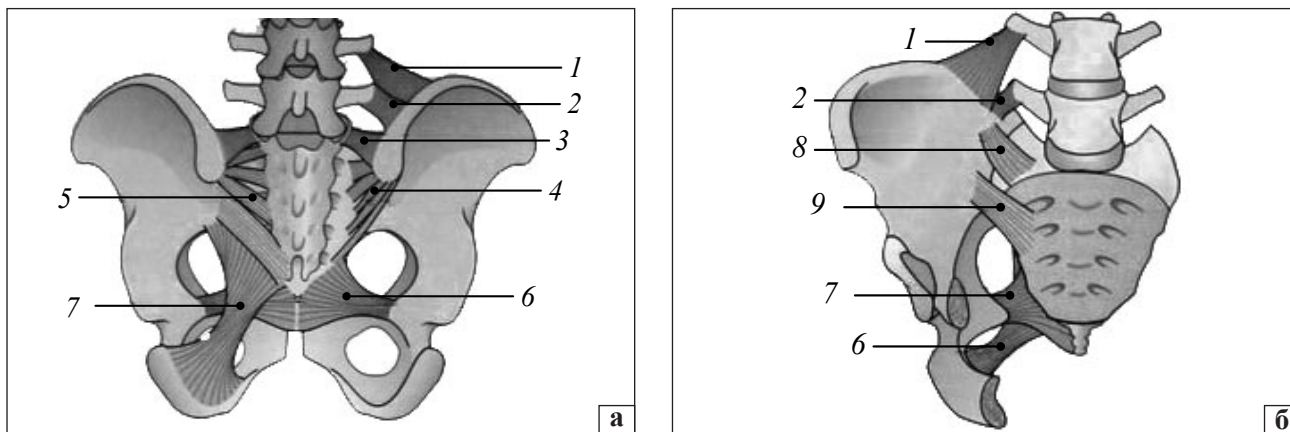


Рис. 1. Схема связок, вид сзади (а) и спереди (б): верхняя (1) и нижняя (2) порции подвздошно-поясничных; подвздошно-поперечная крестца (3); дорсальные крестцово-подвздошные крестца (4); поверхностный слой дорсальных крестцово-подвздошных (5); крестцово-остистая (6); крестцово-бугорная (7); вентральные крестцово-подвздошные связки (8, 9) [11]

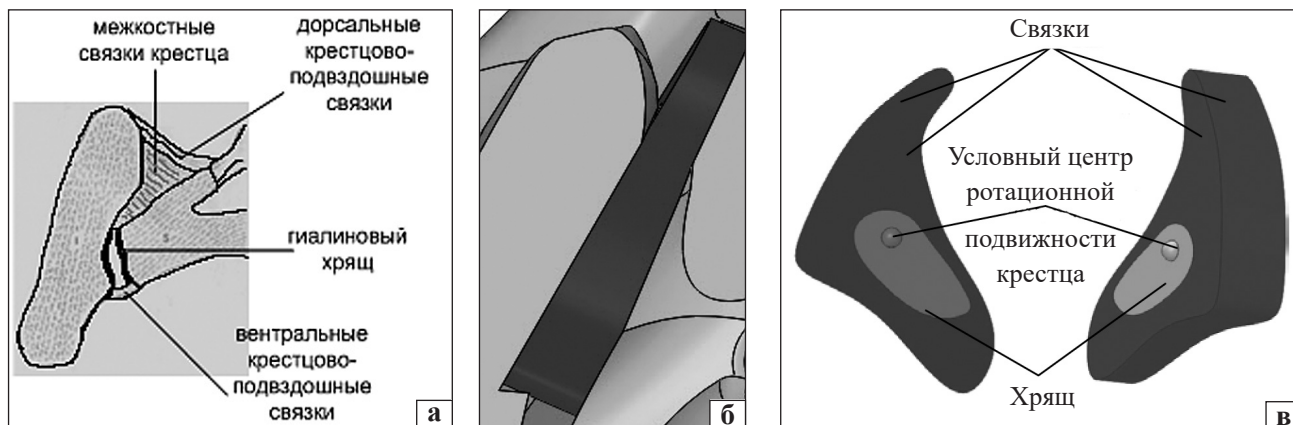


Рис. 2. Математическая модель элемента, имитирующего КПС с вентральными и дорсальными крестцово-подвздошными связками: а) схема по А. Masi [12]; б) вид в составе кинематической цепи «крестец – таз»; в) структура элемента

Таблица 1

Физико-механические характеристики биологических тканей по В. А. Березовскому, Н. Н. Колотилову

Биологическая ткань	Модуль Юнга E, МПа	Коэффициент Пуассона, μ
Губчатая кость	690,00	0,35
Кортикальная кость	6900,00	0,32
Межпозвоночный диск	50,00	0,35
Хрящ	50,00	0,35
Связки	164,00	0,48

нему позвонку L_1 вертикальной силой вдоль оси позвоночника, равной 400 и 2000 Н [14] (рис. 3). Согласно данным литературы, величина этой нагрузки составляет 50 % общего веса тела [14]. Для среднестатистической массы человека, равной 80 кг, рассмотрено два уровня нагружения пояснично-крестцового отдела: 400 и 2000 Н в кранио-каудальном направлении, т. к. известно, что таз при ходьбе может воспринимать 5–10-кратную нагрузку по сравнению с весом тела [14]. Моделирование и вычисления проводились в программном комплексе SolidWorks Simulation.

Для анализа напряженного состояния модели пояснично-крестцового отдела использованы картины распределения эквивалентных напряжений по Мизесу σ , для анализа деформируемости — деформаций ε [15].

Результаты и их обсуждение

Полученные качественные картины распределения напряжений и деформаций в модели КПС и пояснично-крестцового отдела при симметричных суставных щелях, а также их асимметрии и перерастяжении вентральных, межкостных и дорсальных крестцово-подвздошных связок КПС свидетельствуют об изменении характера работы всего сочленения. Так, при симметричных суставных щелях КПС ротационная ось подвижности крестца проходит через условные центры КПС горизонтально. При

этом левые и правые связки нагружаются равномерно (рис. 4, а; 5, а).

Асимметрия ширины суставных щелей КПС приводит к изменению положения условной оси ротационной подвижности крестца: он дополнительно проворачивается относительно левого крестцово-подвздошного сустава (рис. 5, б; 6, а). Это приводит к смещению условной оси ротационной подвижности крестца справа кпереди и книзу относительно таза, а слева — кзади и кверху. Это,

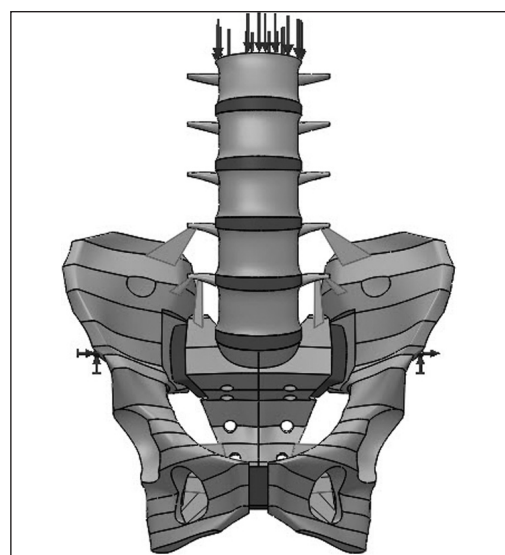


Рис. 3. Биомеханическая модель пояснично-крестцового отдела и КПС с учетом связок в нагруженном состоянии

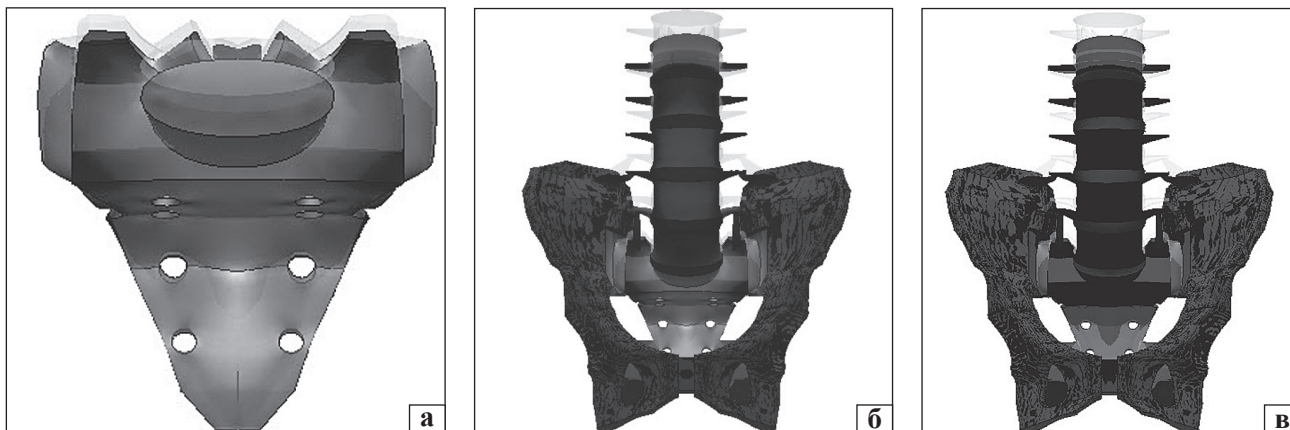


Рис. 4. Ротационная подвижность крестца: качественные картины распределения напряжений (а); деформаций (б); в пояснично-крестцовом отделе при нормальном состоянии КПС (в)

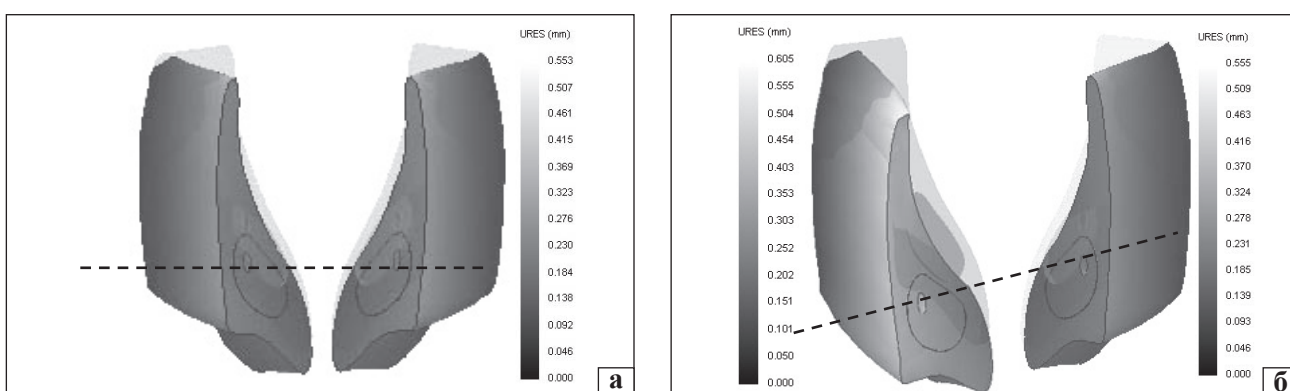


Рис. 5. Схемы положения условной оси ротационной подвижности крестца: а) при нормальном состоянии КПС; б) при асимметрии ширины суставных щелей КПС

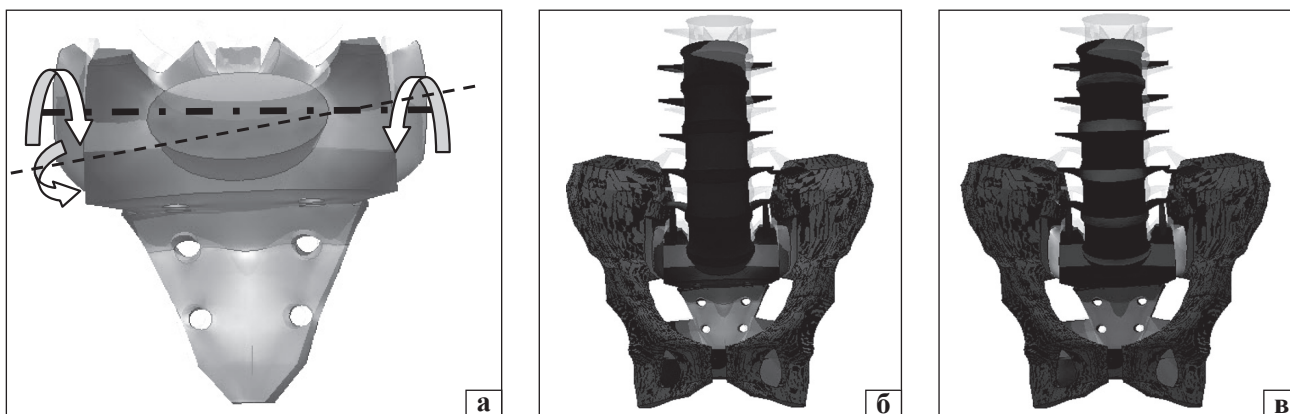


Рис. 6. Ротационная подвижность крестца: качественные картины распределения напряжений (а); деформаций (б); в пояснично-крестцовом отделе при асимметрии ширины суставных щелей КПС (в)

в свою очередь, является причиной существенного перераспределения напряжений и деформаций между левыми и правыми суставами и пучками связок (рис. 5, б; 6, б, в).

На рис. 7 видно, как на проекции КПС на подвздошную кость точка, через которую проходит ось ротационной подвижности крестца при симметричных суставных щелях (черный кружочек), смещается при асимметричных суставных щелях (белый

кружочек). Результаты расчетов при действии сжимающей вертикальной силы в 400 Н вдоль оси позвоночника представлены на рис. 8, 9 и табл. 2.

Результаты расчетов при действии сжимающей вертикальной силы вдоль оси позвоночника, равной 2000 Н, представлены на рис. 11, 12 и табл. 3.

Анализ полученных результатов показал, что при нагружении в 400 Н в ситуации с асимметричной шириной суставных щелей наблюдается увеличение

Таблица 2

Параметры напряженно-деформированного состояния КПС и поясничного отдела позвоночника со связками при действии вдоль оси позвоночника сжимающей вертикальной силы в 400 Н

Нормальное состояние															
связки КПС															
вентральные				дорсальные				подвздошно-поперечная				межкостные			
σ , МПа		ϵ , %		σ , МПа		ϵ , %		σ , МПа		ϵ , %		σ , МПа		ϵ , %	
1,22		0,50		1,36		1,30		0,95		0,50		1,09		0,70	
хрящи крестцово-подвздошных суставов				подвздошно-поясничная связка				крестцово-остистая связка				крестцово-бугорная связка			
σ , МПа		ϵ , %		σ , МПа		ϵ , %		σ , МПа		ϵ , %		σ , МПа		ϵ , %	
0,63		2,20		1,28		0,65		0,37		0,18		0,27		0,13	
При асимметрии ширины суставных щелей КПС															
связки КПС															
вентральные				дорсальные				подвздошно-поперечная				межкостные			
левый		правый		левый		правый		левый		правый		левый		правый	
σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %
1,32	0,90	1,09	1,20	1,82	0,90	1,46	1,50	1,30	0,90	0,73	1,00	1,14	0,60	1,27	1,10
хрящ крестцово-подвздошных суставов				подвздошно-поясничная связка				крестцово-остистая связка				крестцово-бугорная связка			
левый		правый		левый		правый		левый		правый		левый		правый	
σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %	σ , МПа	ϵ , %
0,64	3,00	0,62	1,50	1,24	0,60	1,82	1,00	0,39	0,20	0,52	0,35	0,24	0,12	0,43	0,20

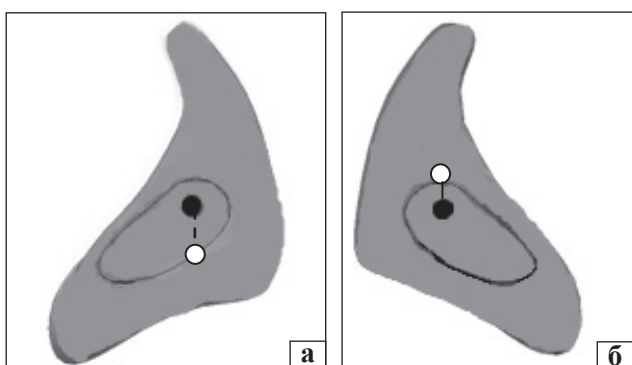


Рис. 7. Схема смещения точки, через которую проходит условная ось ротации крестца на проекции КПС на подвздошную кость: а) справа; б) слева

величины напряжения слева в вентральных крестцово-подвздошных связках до 1,32 МПа, дорсальных — до 1,82 МПа, межкостных — до 1,14 МПа, в подвздошно-поперечной связке — до 1,3 МПа. В гиалиновом хряще КПС величины напряжений практически не изменились, оставшись на уровне 0,63 МПа с обеих сторон. Величина напряжения увеличилась в подвздошно-поясничной связке справа до 1,82 МПа, правых крестцово-остистой и крестцово-бугорной связках до 0,52 и 0,43 МПа соответственно.

Относительные деформации распределились по-другому. В ситуации с асимметрией ширины суставных щелей отмечено увеличение относительных

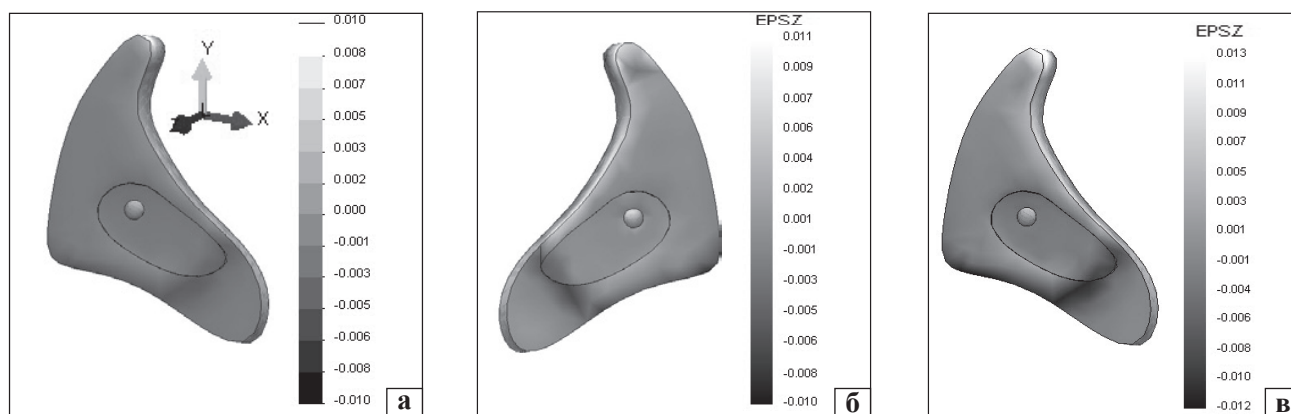


Рис. 8. Распределение относительных деформаций КПС вдоль его толщины (по оси Z) при сжимающей вертикальной силе 400 Н вдоль оси позвоночника: а) левый сустав в нормальном состоянии; б) правый сустав при асимметрии ширины суставных щелей КПС; в) левый сустав при асимметрии ширины суставных щелей КПС (знак «+» соответствует растяжению, знак «-» сжатию)

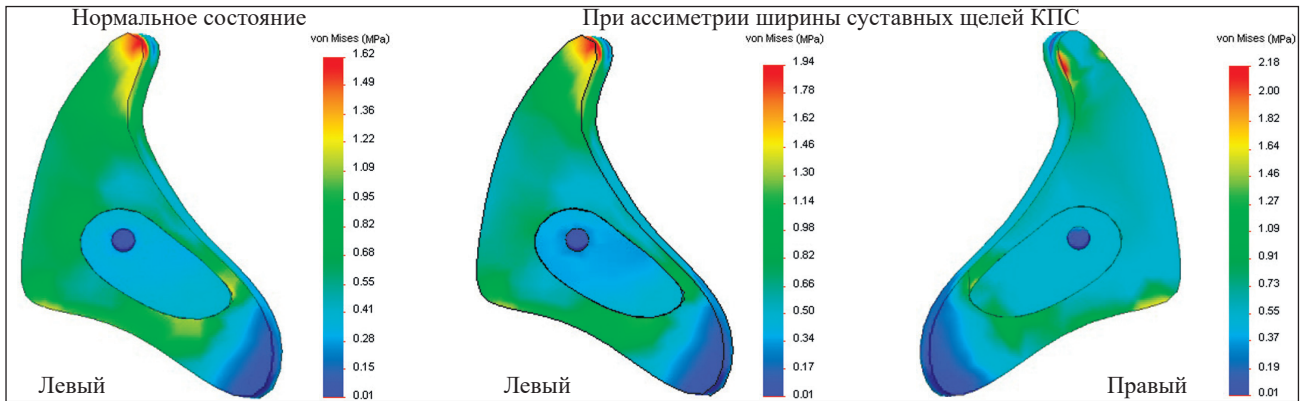


Рис. 9. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в КПС при нагрузке 400 Н

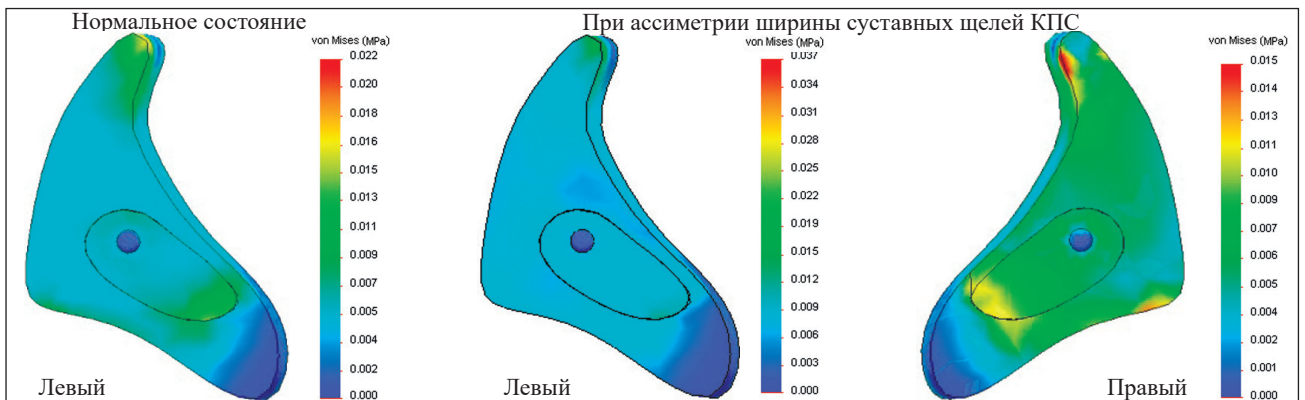


Рис. 10. Распределение деформации в КПС при нагрузке 400 Н

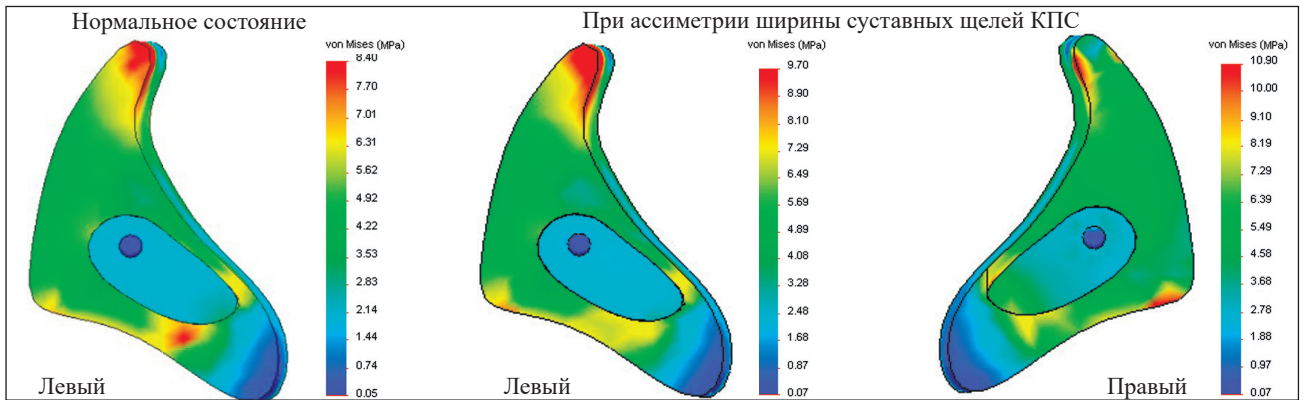


Рис. 11. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в КПС при нагрузке 2000 Н (МПа)

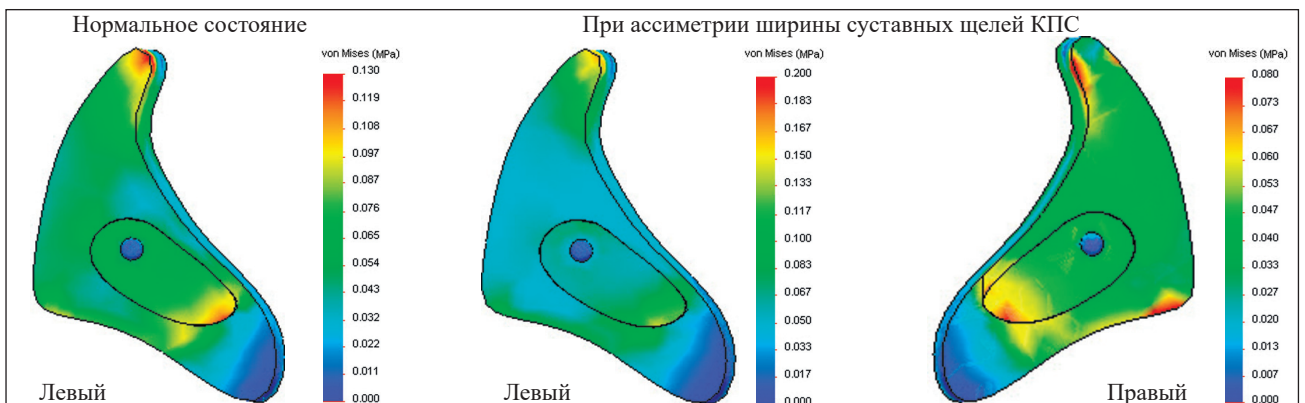


Рис. 12. Распределение деформации в КПС при нагрузке 2000 Н

Таблица 3

Параметры напряженно-деформированного состояния КПС и поясничного отдела позвоночника со связками при действии сжимающей вертикальной силы в 2000 Н вдоль оси позвоночника

Нормальное состояние															
связки КПС															
вентральные				дорсальные				подвздошно-поперечная				межкостные			
σ , МПа		ε , %		σ , МПа		ε , %		σ , МПа		ε , %		σ , МПа		ε , %	
6,31		6,00		7,01		6,50		5,62		4,30		5,62		6,20	
хрящи крестцово-подвздошных суставов				подвздошно-поясничная связка				крестцово-остистая связка				крестцово-бугорная связка			
σ , МПа		ε , %		σ , МПа		ε , %		σ , МПа		ε , %		σ , МПа		ε , %	
3,20		13,00		6,50		3,00		1,90		0,90		1,35		0,70	
При асимметрии ширины суставных щелей КПС															
связки КПС															
вентральные				дорсальные				подвздошно-поперечная				межкостные			
левый		правый		левый		правый		левый		правый		левый		правый	
σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %
7,29	6,00	10,90	7,30	8,90	5,00	6,39	7,30	6,49	5,00	5,49	4,70	7,29	6,00	5,49	8,00
хрящ крестцово-подвздошных суставов				подвздошно-поясничная связка				крестцово-остистая связка				крестцово-бугорная связка			
левый		правый		левый		правый		левый		правый		левый		правый	
σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %	σ , МПа	ε , %
3,20	15,00	3,20	8,00	6,20	3,00	9,10	5,00	1,99	1,00	2,70	2,00	1,20	0,60	2,20	1,00

деформаций в правых вентральных (от 0,5 до 1,2%), дорсальных (от 1,3 до 1,5%) и межкостных (от 0,7 до 1,1%) крестцово-подвздошных связках. Подвздошно-поперечные связки были деформированы с обеих сторон.

Гиалиновый хрящ КПС оказался больше деформированным слева до 3,0% по сравнению с 2,2% в нормальном состоянии. Подвздошно-поясничные связки больше деформировались слева и достигали 1,0% против 0,65% в норме. Крестцово-остистые и крестцово-бугорные связки были больше деформированы справа — 0,35% и 0,02% соответственно по сравнению с 0,13% в нормальном состоянии.

При нагружении в 2000 Н в ситуации с асимметрией ширины суставных щелей по сравнению с нормальными обнаружено увеличение величины напряжения слева в дорсальных (от 7,01 до 8,9 МПа) и межкостных с 5,62 МПа до 7,29 МПа крестцово-подвздошных связках, подвздошно-поперечной (от 5,62 до 6,49 МПа). В вентральных крестцово-подвздошных связках величина напряжений возросла от 6,31 до 7,29 МПа слева и до 10,9 МПа справа.

В гиалиновом хряще КПС величины напряжений при асимметрии ширины суставных щелей практически не изменились, оставшись на уровне 3,2 МПа с обеих сторон. Величина напряжений увеличилась справа в подвздошно-поясничной (с 6,5 до 9,1 МПа), крестцово-остистой (от 1,9 до 2,7 МПа) и крестцово-бугорной (от 1,35 до 2,2 МПа) связках.

При исследовании относительных деформаций зафиксировано увеличение их величин в правых вентральных, дорсальных и особенно в межкостных крестцово-подвздошных связках.

Величины относительной деформации были большими в левом гиалиновом хряще КПС. В связках справа обнаружены большие величины деформации, которые достигали в подвздошно-поясничных 5,0%, в крестцово-остистых 2,0% (0,9% в нормальном состоянии), в крестцово-бугорных 1,0% (0,13% в нормальном состоянии).

Такое асимметричное увеличение значений напряжений и деформации возможно не будет играть существенную роль при однократной нагрузке. Но если циклы нагружения будут повторяться многократно, например во время бега, ходьбы, прыжков, то это может сопровождаться микротравматизацией связок и функциональными нарушениями.

По данным М. Adams и соавт. [16], биологическая структура может быть повреждена не только при одноразовом воздействии большой внешней силы, но и под неоднократным влиянием значительно меньшей силы. Действие небольших внешних сил может вызывать микроскопические повреждения в виде микротрещин или маленьких пластических деформаций, которые могут проходить незамеченными. Но после большого количества циклов микроскопические повреждения могут накапливаться до тех пор, пока ослабленная структура разрушится. Это так называемые «усталостные повреждения»,

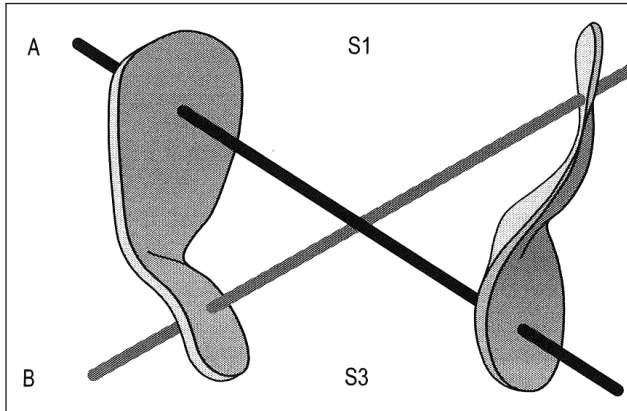


Рис. 13. Схема смещения оси подвижности крестца относительно таза по S. Gracovetsky

которые могут возникать после неоднократных циклов нагружения при величине силы воздействия меньше 30 % предела прочности. По данным Г. И. Попова и А. В. Самсонова [17], предел прочности связок составляет 25 МПа. Таким образом, связки, в которых величины напряжений будут достигать 7,5 МПа и выше, имеют риск повреждений.

Полученные результаты одностороннего смещения условной оси ротационной подвижности крестца при асимметрии ширины суставных щелей созвучны с гипотезами R. L. Don Tigny [18] и S. Gracovetsky [19] о том, что при определенных условиях ось ротационной подвижности крестца может смещаться кпереди и книзу с одной стороны, и фиксироваться на уровне S_{III} , а с другой — смещаться кзади и кверху и фиксироваться на уровне S_I (рис. 13).

Такое смещение формирует, по мнению S. Gracovetsky [19], функциональную деформацию таза, так называемый «скрученный таз». Эта функциональная деформация может в дальнейшем формировать неоптимальные условия передачи нагрузок в системе «крестец – таз», а в последующем, «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз».

На рис. 14 показано, как изменяется направление моментов сил при передаче вертикальных нагрузок со смещением оси ротационной подвижности крестца.

По мнению R. L. Don Tigny [18], смещение условной оси ротационной подвижности крестца будет вызывать изменение передачи нагрузок не только в системе «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз», но и в системе «крестец – таз – нижние конечности». Эти изменения будут усиливаться при ходьбе и беге.

Выводы

Асимметрия ширины суставных щелей КПС приводит к изменению положения условной оси

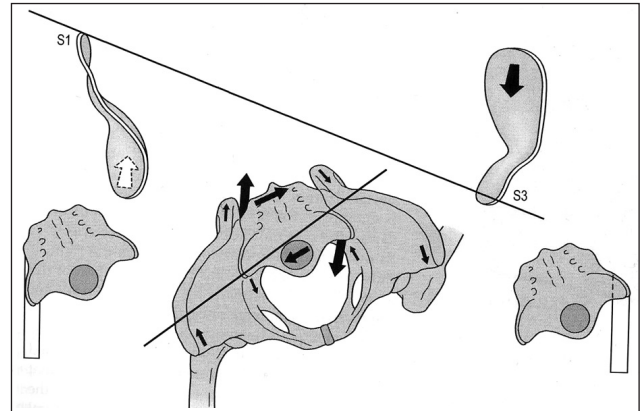


Рис. 14. Схема передачи вертикальных нагрузок при смещении оси ротационной подвижности крестца по R. L. Don Tigny

ротационной подвижности крестца. Это вызывает, с одной стороны, смещение положения условной оси ротационной подвижности крестца кпереди и книзу относительно таза, и кзади и кверху, с другой, что приводит к существенному перераспределению напряжений и деформаций между левыми и правыми суставами и пучками связок.

При нагружении в 400 Н в случае асимметричной ширины суставной щели по сравнению с нормальным состоянием отмечено увеличение величины напряжения в связках КПС на стороне с нормальной шириной суставной щели, величин деформации в связках КПС, особенно межкостных и дорсальных крестцово-подвздошных, с увеличенной шириной суставной щели. Изменение величины напряжений в крестцово-остистой, крестцово-бугорной и подвздошно-поясничной связках происходит асимметрично и вероятно таким образом, чтобы максимально компенсировать изменения, вызванные асимметрией ширины суставной щели.

Такие же тенденции обнаружены и при нагружении в 2000 Н, но при этом более значительно увеличивались напряжения в крестцово-остистой и крестцово-бугорной связках, что свидетельствует об их возрастающей роли в стабилизации КПС по мере повышения нагрузки.

На предложенной модели КПС с поясничным отделом позвоночника математически обосновано возможное возникновение такой функциональной деформации таза, как «скрученный таз».

Список литературы

1. Schwarzer A. C. The sacroiliac joint in chronic low back pain / A. C. Schwarzer, C. N. Aprill, N. Bogduk / Spine. — 1995. — Vol. 20 (1). — P. 31–37.
2. Maigne J. Y. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain / J. Y. Maigne, A. Aivaliklis, F. Pfefer / Spine. — 1996. — Vol. 21 (16). — P. 1889–1892.
3. The value of medical history and physical examination in

- diagnosing sacroiliac joint pain / P. Dreyfuss, M. Michaelson, K. Pauza [et al.] / *Spine*. — 1996. — Vol. 21 (22). — P. 2594–2602.
4. Diagnosing painful sacroiliac joints: A validity study of a McKenzie evaluation and sacroiliac provocation tests / M. Laslett, S. B. Young, C. N. Aprill, B. Mc Donald / *Aust. J. Physiother.* — 2003. — Vol. 49 (2). — P. 89–97.
 5. Mobility of the sacroiliac joint in the elderly: A kinetic and radiology study / A. Vleeming, J. P. Van Wingerden, P. Dijkstra [et al.] // *Clin. Biomech.* — 1992. — Vol. 7 (3). — P. 170–176, doi: 10.1016/0268-0033(92)90032-Y.
 6. Anatomical variants with joint space measurements on CT / M. Demir, A. Mavi, E. Gumusburun [et al.] // *Kobe J. Med. Sci.* — 2007 — Vol. 53 (5). — P. 209–217.
 7. Dihlmann W. Diagnostic radiology of the sacroiliac joints / W. Dihlmann. — NY: Georg Thieme Verlag, 1980. — 157 p.
 8. Prognostic value of asymmetry laxity of the sacroiliac joints in pregnancy related pelvic pain / L. Damon, H. M. Buyruk, F. Guler-Uysal [et al.] // *Spine*. — 2002. — Vol. 27 (24). — P. 2820–2824.
 9. Стауде В. А. Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при различных вариантах поясничного лордоза / В. А. Стауде, А. В. Кондратьев, М. Ю. Карпинский // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2012. — № 2 (587). — С. 50–56, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872012250-56>.
 10. Стауде В. А. Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» с учетом основных связок крестцово-подвздошного сустава / В. А. Стауде, А. В. Кондратьев, М. Ю. Карпинский // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2015. — № 1 (598). — С. 34–41, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015134-41>.
 11. Капанджи А. И. Позвоночник. Фиксация суставов. Схемы механики человека с комментариями / А. И. Капанджи. — 6-е изд. — М.: ООО «Изд-во «ЭКСМО», 2009. — 334 с.
 12. Masi A. Anatomical, biomechanical and clinical perspectives on sacroiliac joints: an integrative synthesis of biodynamic mechanisms related to ankylosing spondylitis / A. Masi, M. Benjamin, A. Vleeming // *Movement, stability and lumbopelvic pain: integration of research and therapy* // A. Vleeming, V. Mooney, R. Stoeckhart [et al.] — Edinburg: Churchill livingstone, 2007. — P. 205–227.
 13. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилова. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
 14. Finite element methods in spine biomechanics research / L. G. Gilbertson, V. K. Goel, W. Z. Kong [et al.] // *CRC Crit Rev Biomed Eng.* — 1995. — № 23 (Pt. 5–6). — P. 411–473.
 15. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
 16. The biomechanics of back pain / M. Adams, M. Bogduk, K. Burton, P. Dolan— 2nd edition. — Edinburg: Churchill Livingstone, 2007. — 336 p.
 17. Попов Г. И. Биомеханика двигательной деятельности: учебник для учреждений высшего проф. образования / Г. И. Попов, А. В. Самсонова. — М.: Издательский центр «Академия», 2011. — 320 с.
 18. Don Tigny R. L. Critical analysis of the functional dynamics of the sacroiliac joints as they pertain to normal gait / R. L. Don Tigny // *J. Orthop. Med.* — 2005. — Vol. 27 (1). — P. 3–9.
 19. Gracovetsky S. Analysis and interpretation of gait in relation to lumbopelvic function / S. Gracovetsky: proceeding of the Fourth Interdisciplinary World Congress on Low Back a Pelvic Pain. — Montreal, Canada. ECO, Rotterdam, 2001. — P. 45–63.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987201535-13>

Статья поступила в редакцию 02.07.2015

STRESS-STRAIN STATE OF THE KINEMATIC CHAIN «LUMBAR SPINE – SACRUM – PELVIS» IN CASES OF ASYMMETRY OF ARTICULAR GAPS OF THE SACROILIAC JOINT

N. A. Korzh¹, V. A. Staude¹, A. V. Kondratyev², M. Yu. Karpinsky¹¹ SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv² Zhukovskiy National Aerospace University «KhAI». Kharkiv, Ukraine