

УДК 616.728.1-073.7:004.94](045)

## Напряженно-деформированное состояние системы «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при фронтальном наклоне таза

Н. А. Корж<sup>1</sup>, В. А. Стауде<sup>1</sup>, А. В. Кондратьев<sup>2</sup>, М. Ю. Карпинский<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup>Национальный аэрокосмический университет им. Н. Е. Жуковского «ХАИ», Харьков. Украина

*The goal: to analyze the stress-strain state of the sacroiliac joints with central, interosseous, dorsal sacroiliac ligaments in normal condition and in the conditions of pelvis tilt in the frontal plane. The methods: for this study virtual model was elected, it was synthesized on the base of CT scan of the lumbar spine, sacroiliac joints (SIJ) and pelvis of 20 patients and MRI of SIJ of 10 patients. Synthesized finite element models of lumbosacral spine and SIJ were loaded on the upper vertebrae L1 along the axis of spine with compressive force that was equal to 400 and 2000 N. The results: obtained qualitative picture of the stress-strain distribution in the lumbosacral spine model during pelvic tilt suggest changes in the nature of work in all joints. Pelvis tilt causes additional compression on SIJ that located below (left). Being loaded sacrum provokes additional rotation around SIJ that located below (left). This leads to a shift of conventional axis of rotary pelvis motion forward and down on one side, back and top to bottom — on the other; that was accompanied by a significant increase in the relative compressive deformation of soft tissue structures of SIJ on one side (left). Under the conditions of loading (400 N) combined with pelvis tilt compared to its normal state an increase in tension values in all SIJ ligaments on left side was recorded especially in dorsal, interosseous, cross-iliac and iliac-lumbar ligaments. Relative deformity of hyaline cartilage increased significantly on the left side in interosseous ligaments towards compression direction. An increasing of loading up to 2000 N provided an increased role of sacro-tuber, sacro-spinous, iliac-lumbar ligaments where stresses value increased by 5–10 times. In this situation the values of relative tensile deformations also increases in ventral, interosseous, dorsal, iliac-transverse and iliac-lumbar ligaments on the right side. Key words: sacro-iliac joints, lumbar spine, sacrum, ligaments.*

*Мета: проаналізувати напружено-деформований стан крижово-клубового суглоба з вентральними, міжкістковими, дорсальними крижово-клубовими зв'язками в нормальному стані та під час нахилу таза у фронтальній площині. Методи: для дослідження обрано віртуальну модель, синтезовану на основі сканів комп'ютерної томографії поперекового відділу хребта, крижово-клубових суглобів (ККС) і таза 20 пацієнтів та магнітно-резонансної томографії ККС 10 пацієнтів. Синтезовані кінцево-елементні моделі попереково-крижового відділу та ККС навантажували по верхньому хребцю L<sub>1</sub> уздовж осі хребта стискальною силою, яка дорівнювала 400 та 2000 Н. Результати: отримані якісні картини розподілу напруження і деформацій у моделі попереково-крижового відділу під час нахилу таза свідчать про зміни характеру роботи всіх суглобів. Нахил таза призводить до додаткового стискання розташованого нижче ККС (лівого). Під час навантаження крижі здійснюють додаткове обертання відносно розташованого нижче ККС (лівого). Це призводить до зміщення умовної осі ротаційної рухомості таза вперед і донизу з одного боку, назад і доверху — з другого, що супроводжується значним збільшенням відносних стискальних деформацій м'якотканинних структур ККС з одного боку (зліва). Під час навантаження в 400 Н за умов нахилу таза порівняно з його нормальним станом зафіксовано зростання значень напруження у всіх зв'язках ККС зліва, особливо в дорсальних, міжкісткових, клубово-поперечних та клубово-поперекових. Зліва значно збільшуються відносні деформації гіалінового хряща та міжкісткових зв'язок у напрямку стискання. У разі підвищення навантаження до 2000 Н збільшується роль крижово-горбових, крижово-остистих, клубово-поперекових зв'язок, в яких величини напружень збільшуються в 5–10 разів. У цій ситуації також зростають величини відносних розтягувальних деформацій у вентральних, міжкісткових, дорсальних, клубово-поперечних та клубово-поперекових зв'язках справа. Ключові слова: крижово-клубові суглоби, поперековий відділ хребта, крижі, зв'язки.*

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

## Введение

В кинематической цепи опорного скелета «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» крестцово-подвздошные суставы (КПС) играют важную роль [1]. По мнению А. Vleeming и соавт. [1], при воздействии вертикальной нагрузки натягиваются связки КПС и замыкается сустав. Это позволяет рационально передавать вертикальные нагрузки с позвоночника на таз и нижние конечности. При этом в КПС осуществляется ротационная подвижность в объеме 4–5° [2, 3].

По данным R. Irvin [4], около 85 % хронических пояснично-тазовых болей связаны с механическими причинами. Одной из них является неадекватная поза, которая обуславливает хроническое вредное воздействие перегрузки и ведет к возникновению приспособительных изменений в системе «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз». Для большинства взрослых линия, проведенная по проекции краниальной пластинки крестца во фронтальной плоскости, горизонтальна. Однако одностороннее смещение ее даже на 2 мм вверх может быть клинически значимым (рис. 1). Поясничный отдел позвоночника при этом имеет тенденцию к латеральному наклону в сторону более высокого края крестца и более поднятого крыла таза для сохранения вертикальной оси [4].

А. Кіароу и соавт. [5], исследуя на своей математической модели таза с бедренными костями напряженно-деформированное состояние в КПС без выделения конкретных связок при трех вариантах разницы длины бедер (1–3 см), пришли к выводу, что величина напряжений Мизеса в области КПС значительно возрастает уже при разнице длины бедер в 1 см и прогрессивно увеличивается при нарастании этой разницы.

При анализе научной литературы мы не нашли работ, посвященных математическому моделированию напряженно-деформированного состояния КПС с учетом основных связок, влияющих на подвижность КПС при наклоненном во фронтальной плоскости крестце и крыльях таза.

В связи с изложенным целью данной работы стало изучение напряженно-деформированного состояния крестцово-подвздошного сустава с ventральными, межкостными, дорсальными крестцово-подвздошными связками при нормальном стоянии и при наклоне таза во фронтальной плоскости.

## Материал и методы

Для исследования выбрана предложенная нами ранее математическая модель [6–8], синтезированная на основе сканов компьютерной томо-

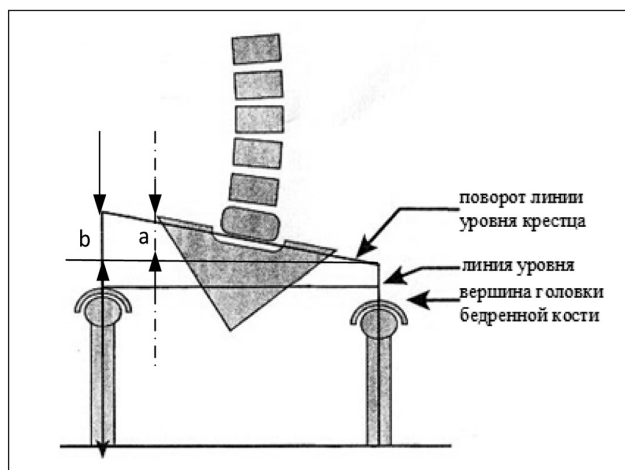


Рис. 1. Схема смещения условной оси ротационной подвижности крестца по R. Irvin [4]

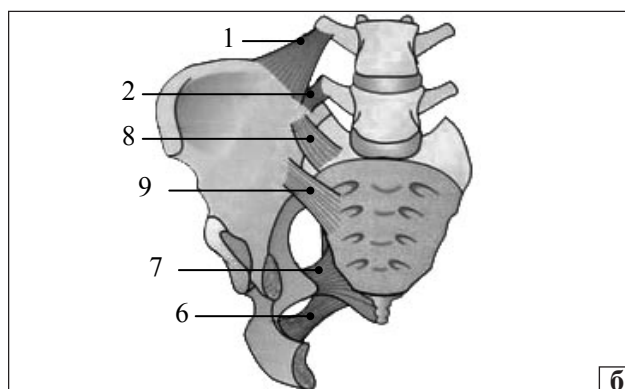
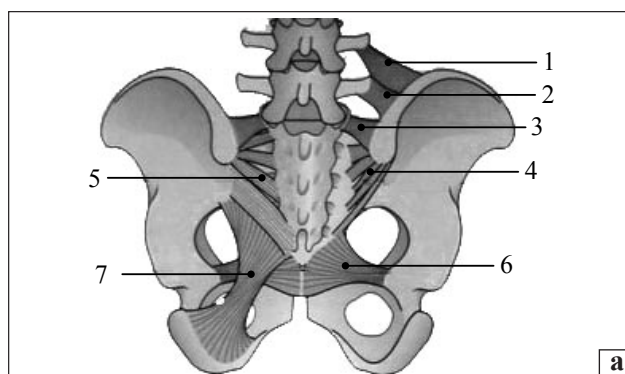
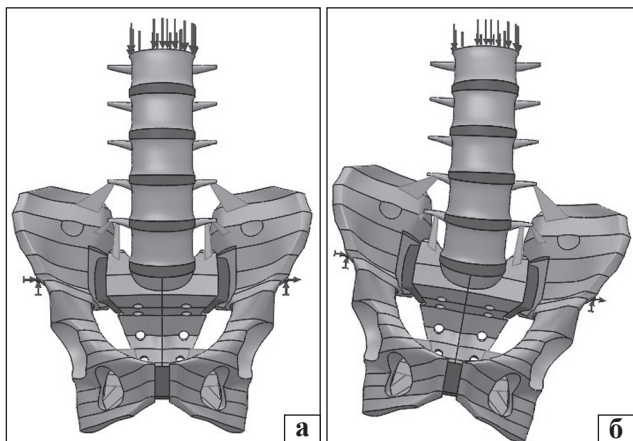


Рис. 2. Используемая для моделирования схема подвздошно-поясничных и крестцово-подвздошных связок [8]: вид сзади (а) и спереди (б). Верхняя (1) и нижняя (2) порция подвздошно-поясничных связок; подвздошно-поперечная связка крестца (3); дорсальные крестцово-подвздошные связки крестца (4); их поверхностный слой (5); крестцово-остистая (6), крестцово-бугорная (7), вентральные крестцово-подвздошные (8, 9) связки

графии поясничного отдела позвоночника, КПС и таза 20 пациентов. Материалы исследования утверждены комитетом по биоэтике ГУ «ИППС им. проф. М. И. Ситенко НАМН» (протокол № 99 от 12.03.2012). Конфигурацию основных связок, влияющих на функцию КПС и положение нижнепоясничных сегментов относительно крестца,



**Рис. 3.** Вид нагруженной и закрепленной математической модели пояснично-крестцового отдела и крестцово-подвздошного сочленения с учетом связок: а) в нормальном стоянии таза; б) при наклоне таза во фронтальной плоскости

смоделировали на основе сканов магнитно-резонансной томографии 10 пациентов и схемы их расположения по А. И. Капанджи [8] (рис. 2).

Моделирование КПС с вентральными, межкостными и дорсальными крестцово-подвздошными связками проведено посредством введения элемента, обеспечивающего необходимые степени свободы крестца относительно крыла таза, форма которого соответствует схеме, предложенной А. Т. Маси [10].

Физико-механические характеристики биологических тканей были приняты постоянными в соответствии с работой [11].

Наклон таза моделировали его поворотом на угол  $6^\circ$  относительно горизонтальной линии во фронтальной плоскости. Угол наклона таза  $6^\circ$  был выбран в связи с тем, что это была максимальная величина, которую мы выявили в группе из 36 волонтеров-спортсменов. При этом всех волонтеров-спортсменов, у кого угол наклона таза был равен  $6^\circ$ ,

периодически беспокоили боли в области КПС. Такой угол наклона таза соответствовал его смещению на 2,0–2,5 см во фронтальной плоскости (расстояние  $b$ ) (рис. 1). При этом вертикальная ось математической модели поясничного отдела позвоночника проходила через середину позвонка  $L_1$ .

Синтезированные конечно-элементные модели пояснично-крестцового отдела и КПС были нагружены по верхнему позвонку  $L_1$  сжимающей вертикальной силой вдоль оси позвоночника, равной 400 Н и 2000 Н [7] (рис. 3). Согласно данным литературы [2], величина этой нагрузки составляет 50 % общего веса тела для среднестатистической массы человека, равной 80 кг.

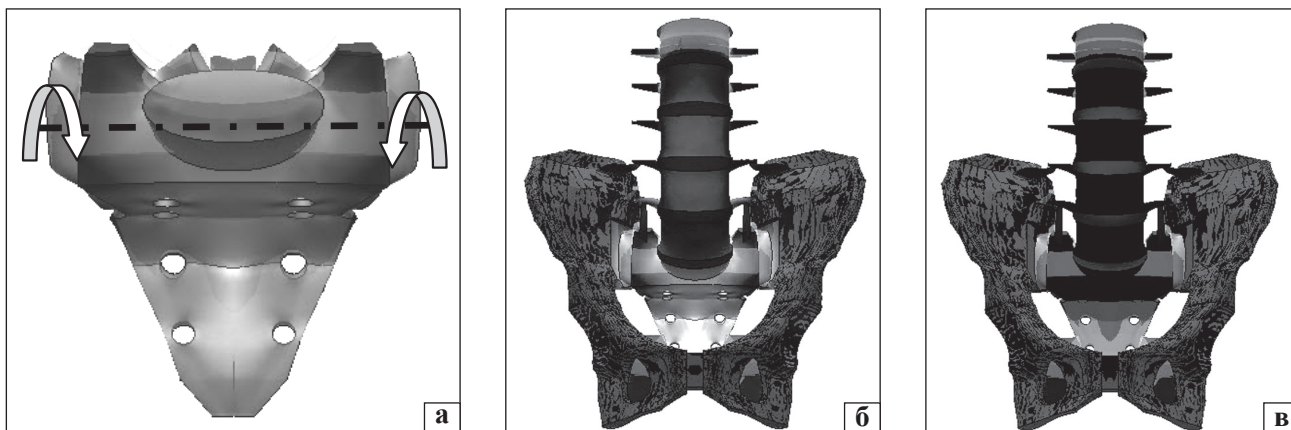
Для анализа напряженного состояния модели пояснично-крестцового отдела использованы картины распределения эквивалентных напряжений по Мизесу  $\sigma$ ; для анализа деформируемости — картины распределения эквивалентных деформаций  $\varepsilon$  [12].

### Результаты и их обсуждение

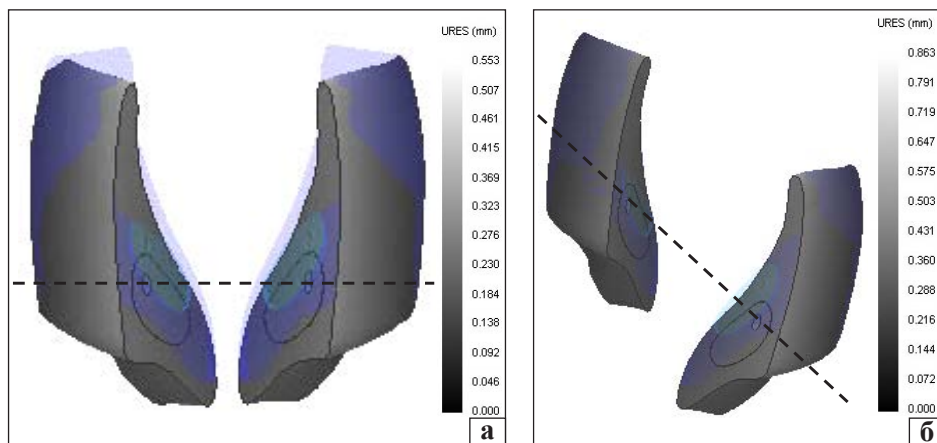
Полученные качественные картины распределения напряжений и деформаций в модели пояснично-крестцового отдела в нормальном состоянии, а также смещении условной оси ротационной подвижности крестца и таза свидетельствуют об изменении характера работы всех суставов. Так, при нормальном стоянии таза ось ротационной подвижности крестца проходит горизонтально (рис. 4, а; 5, а), при этом левые и правые связки нагружаются равномерно (рис. 4, б, в; 5, а).

Наклон таза приводит к существенному перераспределению напряжений и деформаций между левыми и правыми КПС и пучками связок (рис. 6, б, в).

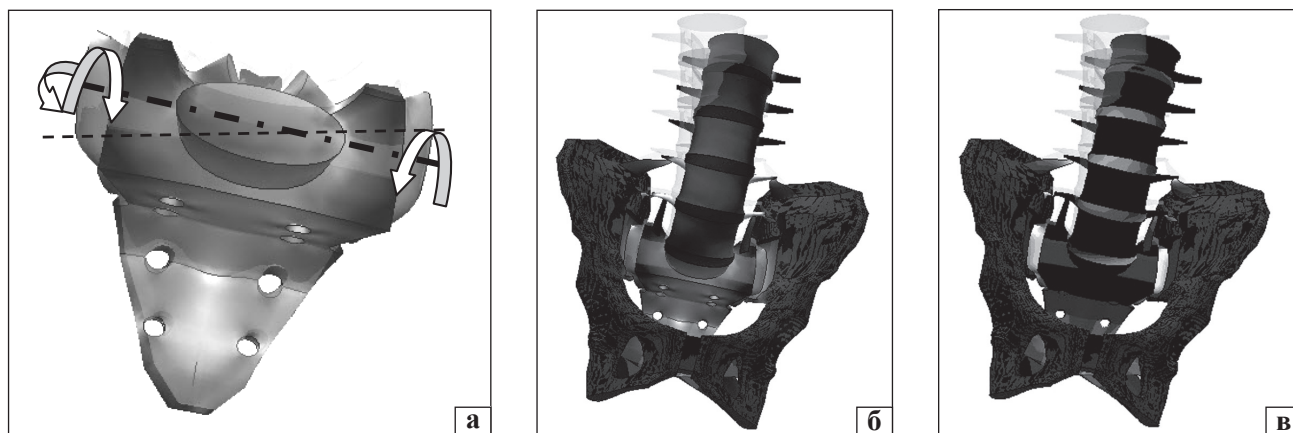
Наклон таза ведет к дополнительному сжатию ниже расположенного КПС (левого). Во время нагружения крестец совершает дополнительный пово-



**Рис. 4.** Ротационная подвижность крестца при нормальном стоянии таза. Качественные картины распределения напряжений (а, в) и деформаций (б) в пояснично-крестцовом отделе позвоночника



**Рис. 5.** Изменение оси ротационной подвижности крестца: а) в нормальном стоянии таза; б) при наклоне таза во фронтальной плоскости



**Рис. 6.** Ротационная подвижность крестца при наклоне таза. Качественные картины распределения напряжений (а, в) и деформаций (в) в пояснично-крестцовом отделе позвоночника

рот относительно ниже расположенного КПС (левого). Это становится причиной смещения условной оси ротационной подвижности крестца относительно таза кпереди и книзу с одной стороны, и кзади и кверху — с другой (рис. 5, б; 6, а).

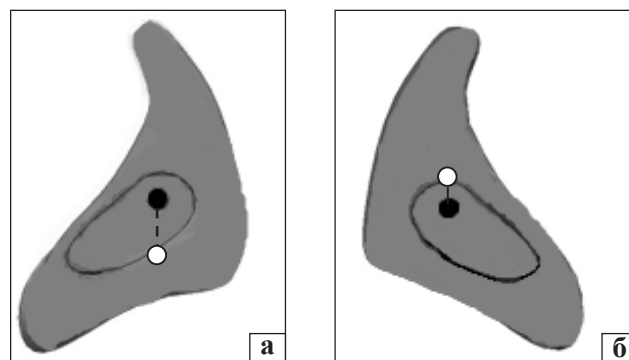
На рис. 7 изображены проекции КПС на подвздошные кости и условное размещение центра ротации крестца при нормальном стоянии (черный кружок) и наклоне таза (белый). Видно, что условный центр ротации смещается за пределы гиалинового хряща КПС.

При этом в левом КПС, расположенном ниже, наблюдается увеличение деформации на сжатие (рис. 8).

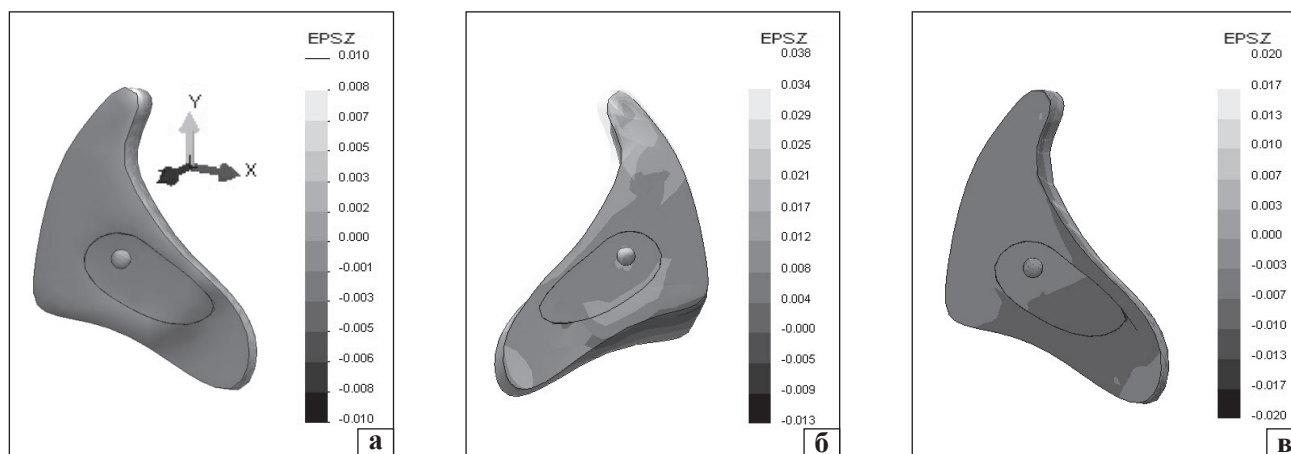
Результаты расчетов при действии сжимающей вертикальной силы вдоль оси позвоночника, равной 400 Н, представлены в табл. 1, а равной 2000 Н — в табл. 2.

Анализ напряженно-деформированного состояния КПС с поясничным отделом позвоночника при нагружении в 400 Н вдоль позвоночника показал, что при наклоне таза по сравнению с его горизонтальным стоянием происходит увеличение

значений напряжений в левых вентральных связках КПС — от 0,95 до 1,26 МПа; дорсальных — от 1,22 до 1,54 МПа; межкостных — от 0,55 до 0,98 МПа (почти в 2 раза); подвздошно-поперечной — от 0,41 до 1,0 МПа (более чем в 2 раза); подвздошно-поясничной — от 1,28 до 3,23 МПа; крестцово-остистой — от 0,37 до 0,45 МПа; крестцово-бугорной — от 0,27 до 0,41 МПа. Отмечено увеличение напряжений в гиалиновом хряще КПС слева от 0,63 до 0,71 МПа.



**Рис. 7.** Смещение условного центра ротации крестца на проекции КПС: правая (а) и левая (б) сторона



**Рис. 8.** Распределение относительных деформаций КПС вдоль его толщины (по оси Z) при сжимающей вертикальной силе вдоль оси позвоночника, равной 400 Н: в левом суставе при нормальном стоянии таза (а), в правом (б) и левом (в) — при наклоне таза. Знак «+» соответствует растяжению, «-» — сжатию

Таблица 1

**Параметры напряженно-деформированного состояния КПС с поясничным отделом позвоночника и связками при действии сжимающей вертикальной силы в 400 Н вдоль оси позвоночника**

Нормальное стояние таза															
Связки крестцово-подвздошных суставов															
вентральные		дорсальные				подвздошно-поперечные				межкостные					
$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %		
0,950	0,500	1,220	1,100	0,410	0,500	0,550	0,700								
хрящи КПС		подвздошно-поясничная связка				крестцово-остистая связка				крестцово-бугорная связка					
$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %		
0,630	2,200	1,280	0,650	0,370	0,180	0,270	0,130								
Наклон таза															
Связки крестцово-подвздошных суставов															
вентральные		дорсальные				подвздошно-поперечные				межкостные					
левый		правый		левый		правый		левый		правый		левый		правый	
$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %
1,260	0,700	0,770	1,700	1,540	1,100	0,770	3,000	1,000	0,700	0,600	1,400	0,980	0,700	0,770	2,400
хрящи КПС		подвздошно-поясничная связка				крестцово-остистая связка				крестцово-бугорная связка					
левый		правый		левый		правый		левый		правый		левый		правый	
$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %	$\sigma$ , МПа	$\epsilon$ , %
0,710	2,000	0,560	4,100	3,230	1,000	2,440	1,000	0,45	0,180	0,310	0,160	0,410	0,140	0,230	0,097

Иная картина наблюдается при распределении деформаций. Значительное увеличение значений относительных растягивающих деформаций наблюдается в правых: вентральных связках КПС — от 0,5 до 1,7 % (более чем в 3 раза), дорсальных — от 1,1 до 3,0 % (почти в 3 раза), межкостных — от 0,7 до 2,4 % (более чем в 3 раза), подвздошно-поперечной — от 0,5 до 1,4 % (почти в 3 раза), подвздошно-поясничной — от 0,65 до 1,0 %.

В крестцово-остистых, крестцово-бугорных связках значения деформаций оставались прежними и распределялись относительно равномерно слева и справа.

Слева отмечено увеличение относительных деформаций на сжатие в гиалиновом хряще и в вентральных, межкостных и дорсальных связках КПС.

Анализ напряженно-деформированного состояния КПС с поясничным отделом при нагружении в 2000 Н вдоль позвоночника показал, что при наклоне таза по сравнению с его нормальным стоянием увеличиваются значения напряжений в левых вентральных связках КПС от 6,31 до 6,47 МПа, дорсальных — от 7,01 до 8,5 МПа (в 1,2 раза и до 14,2 МПа справа), межкостных — от 4,22 до 8,5 МПа (в 2 раза и до 8 МПа справа), подвздошно-поперечных — от 4,92 до 6,47 МПа (в 1,5 раза). Отмечено увеличение значений напряжений в гиалиновом хряще КПС слева от 0,63 до 3,6 МПа. В подвздошно-поясничных связках значения напряжений увеличились значительно — от 1,28 до 8,5 МПа слева и до 13 МПа справа; в крестцово-остистых — от 0,37 до 2,5 МПа; крестцово-бугорных — от 0,27 до 2,1 МПа.

Таблица 2

**Параметры напряженно-деформированного состояния КПС с поясничным отделом позвоночника и связками при действии сжимающей вертикальной силы вдоль оси позвоночника**

Нормальное стояние таза															
Связки КПС															
вентральные				дорсальные				подвздошно-поперечные				межкостные			
σ, МПа		ε, %		σ, МПа		ε, %		σ, МПа		ε, %		σ, МПа		ε, %	
6,31		6,50		7,01		10,60		4,92		3,20		4,22		6,50	
хрящи КПС				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	
Наклон таза															
Связки КПС															
вентральные				дорсальные				подвздошно-поперечные				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, %
6,47	7,50	6,30	15,70	8,50	11,30	14,20	21,00	6,47	5,00	3,92	19,50	8,50	8,80	8,00	21,00
хрящи КПС				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, %
3,60	10,00	2,80	21,00	8,50	5,00	13,00	7,00	2,50	0,90	1,60	0,80	2,10	0,70	1,20	0,50

Выявлено увеличение значений относительных деформаций на растяжение в правых вентральных связках КПС от 6,5 до 15,7 %, дорсальных — от 10,6 до 21,0 % (почти в 2 раза), межкостных — от 6,5 до 21 % (более чем в 3 раза), подвздошно-поперечной — от 3,2 до 19,5 %, (почти в 6 раз).

В подвздошно-поясничных связках относительная деформация увеличилась от 0,65 до 7,0 % (почти в 10 раз), несколько больше справа. В крестцово-остистых связках — от 0,18 до 0,8 % (в 4 раза) и равномерно с двух сторон; в крестцово-бугорных — от 0,13 до 0,7 %, также равномерно с обеих сторон.

Слева отмечено увеличение относительных деформаций на сжатие в гиалиновом хряще, вентральных, межкостных и дорсальных связках КПС. Полученные нами данные согласуются с результатами других авторов [14–19].

Как и в моделях перечисленных авторов, в нашей модели тазового кольца с основными связками наиболее напряженной оказалась область КПС. В модели А. А. Тяжелова и соавт. [14] величина напряжений Мизеса в КПС достигла 13,1 МПа, в модели Z. НАО и соавт. [16] — 15,0 МПа. Это связано с тем, что КПС анатомически построен таким образом, чтобы воспринимать и перераспределять на таз, а затем и на нижние конечности большие вертикальные нагрузки (вес верхней половины туловища), и при этом осуществлять минимальные движения [1].

Z. НАО и соавт. [16] обнаружили наибольшую величину напряжений в крестцово-подвздошных и подвздошно-поясничных связках при вертикальном нагружении.

По данным Р. Н. Eichenseer и соавт. [18], наибольшие величины напряжений при вертикальной нагрузке возникают в межкостных крестцово-подвздошных связках. N. Hammer и соавт. [19] на своей математической модели показали, что при вертикальной нагрузке наибольшую роль в стабилизации КПС и тазового кольца играют межкостные, задние крестцово-подвздошные и подвздошно-поясничные связки. По мнению авторов, перегрузка этих связок является источником нижнепоясничных болей.

По данным М. Adams и соавт. [20], биологическая структура может быть повреждена при воздействии большой внешней силы однократно, либо значительно меньшей силы, действующей многократно. Силы малой величины могут вызывать микроскопические повреждения в виде микротрещин или незначительных пластических деформаций, которые могут проходить незамеченными, если внешняя сила была приложена один раз. Но после большого количества циклов нагрузки микроскопические повреждения могут накапливаться до тех пор, пока ослабленная структура разрушится, даже если уровень применяемой нагрузки остается небольшим. Это так называемые «усталостные повреждения», а сам процесс М. Adams и соавт. [20] определили как «усталость» структуры. Усталостные повреждения могут происходить после сотен и тысяч циклов нагружения при величине силы воздействия меньше 30 % предела прочности.

По данным Г. И. Попова [21], предел прочности связок равен 25 МПа. В связи с этим связки, в которых величины напряжений будут достигать

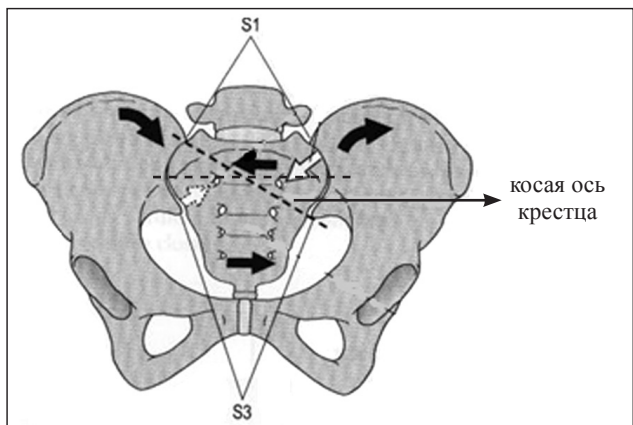


Рис. 9. Смещение оси ротации крестца по Don Tigny [22]

7,5 МПа и выше, могут подвергаться риску подобных повреждений.

Полученные нами данные свидетельствуют, что при наклоне таза во фронтальной плоскости при нагрузке 2000 Н увеличиваются величины напряжений до критических в межкостных крестцово-подвздошных, дорсальных крестцово-подвздошных, подвздошно-поясничных связках с обеих сторон.

Полученные данные о смещении оси ротационной подвижности крестца относительно таза с одной стороны кпереди и книзу, а с другой — кверху и кзади созвучны с гипотезой Don Tigny [22]. По его мнению, в норме ось ротационной подвижности крестца относительно таза располагается на уровне  $S_{II}$  симметрично с обеих сторон. При некоторых функциональных изменениях ось ротационной подвижности крестца может смещаться кпереди и книзу на уровень  $S_{III}$  с одной стороны, кверху и кзади на уровень  $S_I$  — с другой (рис. 9). При этом ось ротационной подвижности может выходить за пределы полости КПС и проецироваться в области его межкостных связок КПС, что обуславливает их дополнительную микротравматизацию. Это связано с тем, что ротация крестца происходит не вокруг анатомической области, покрытой гиалиновым хрящом, а вокруг анатомической структуры, покрытой межкостными связками. При этом меняется сила трения и характер сил, воздействующих на связки.

Подобное смещение приводит к формированию функциональной деформации тазового кольца в виде так называемого «скрученного таза». Подобная деформация вызывает нарушение передачи нагрузок в кинематической цепи «крестец – таз», и в дальнейшем, по данным Don Tigny, в кинематической цепи «крестец – таз – тазобедренные суставы». С другой стороны, по данным S. Gracovetsky [23], нарушение распределения нагрузок в кинематической цепи «крестец – таз» вызывает

негативные изменения в кинематической цепи «крестец – поясничный отдел».

## Выводы

Наклон таза во фронтальной плоскости ведет к смещению условной оси ротационной подвижности крестца относительно таза кпереди и книзу, с одной стороны, и кзади и кверху — с другой. Это сопровождается значительным увеличением относительных сжимающих деформаций мягкотканых структур КПС с нижерасположенной стороны.

При нагрузке в 400 Н при наклоне таза по сравнению с его нормальным стоянием возрастают значения напряжений во всех связках КПС с нижерасположенной стороны, а особенно в дорсальных, межкостных, подвздошно-поперечных и подвздошно-поясничных связках. Незначительно повышается значение напряжений в крестцово-бугорных и крестцово-остистых связках. С этой же стороны значительно увеличиваются относительные деформации гиалинового хряща и межкостных связок в направлении сжатия. Возрастают относительные растягивающие деформации в связках КПС с вышерасположенной стороны, особенно в вентральных, межкостных, дорсальных и подвздошно-поперечных связках.

При нагрузке в 2000 Н увеличиваются значения напряжений в связках КПС с нижерасположенной стороны, особенно в дорсальных, межкостных и подвздошно-поперечных связках. При увеличении нагрузки возрастает роль крестцово-бугорных, крестцово-остистых, подвздошно-поясничных связок, в которых величины напряжений возрастают в 5–10 раз. В этой ситуации также увеличиваются величины относительных растягивающих деформаций в вентральных, межкостных, дорсальных, подвздошно-поперечных и подвздошно-поясничных связках КПС с вышерасположенной стороны.

При нагрузке в 2000 Н увеличиваются величины напряжений до критических в межкостных, дорсальных крестцово-подвздошных, подвздошно-поясничных связках с обеих сторон.

Межкостные, дорсальные крестцово-подвздошные, подвздошно-поясничные связки при наклоне таза во фронтальной плоскости могут являться причиной нижнепоясничных болей.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

## Список литературы

1. Vleeming A. The role of the sacroiliac joints in coupling between spine, pelvis, legs and arms / A. Vleeming, C. J. Snijders, R. Stoockart // Movement, stability and low back pain: the essential role of the pelvis / Ed. A. Vleeming. — NY:

- Churchill Livingstone, 1997. — P. 53–71.
2. 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.
  3. Sturresson B. Movement of the sacroiliac joints. A roentgen stereofotogrammetric analysis / B. Sturresson, G. Selvic, A. Uden // *Spine.* — 1989. — Vol. 14 (2). — P. 162–165.
  4. Irvin R. E. Sub-optimal posture; the origin of the majority of the musculoskeletal pain of the musculoskeletal system / R. E. Irvin // *Movement, stability and low back pain: the essential role of the pelvis* / Ed. A. Vleeming. — NY: Churchill Livingstone, 1997. — P. 133–155.
  5. Relationship between limb length discrepancy and load distribution across the sacroiliac joint — a finite element study / A. Kiapour, A. A. Abdelgawad, V. K. Goel [et al.] // *J. Orthop. Res.* — 2012. — Vol. 30 (10). — P. 1577–1580, doi: 10.1002/jor.22119.
  6. 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. — С. 50–56, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872012250-56>.
  7. Стауде В. А. Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» с учетом основных связей крестцово-подвздошного сустава / В. А. Стауде, А. В. Кондратьев, М. Ю. Карпинский // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2015. — № 1. — С. 34–41, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015134-41>.
  8. Напряженно-деформированное состояние кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при асимметрии суставных щелей крестцово-подвздошного сустава / Н. А. Корж, В. А. Стауде, А. В. Кондратьев, М. Ю. Карпинский // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2015. — № 3. — С. 5–13, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987201535-13>.
  9. 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.
  10. 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.
  11. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колодилов. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
  12. 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.
  13. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
  14. Математическая модель таза для расчета его напряженно-деформированного состояния / А. А. Тяжелов, В. А. Филиппенко, А. В. Ярьсько, С. Е. Бондаренко // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2015. — № 1. — С. 25–33, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015125-33>.
  15. The finite element modeling of human pelvis and its application in medicolegal expertise / Z. D. Li, D. H. Zou, N. G. Liu [et al.] // *Fa Yi Xue Za Zhi.* — 2010. — Vol. 26 (6). — P. 406–412.
  16. The effect of boundary condition on the biomechanics of a human pelvic joint under an axial compressive load: a three-dimensional finite element model / Z. Hao, C. Wan, X. Gao, T. Ji // *J. Biomech. Eng.* — 2011. — Vol. 133 (10). — Article 101006, doi: 10.1115/1.4005223.
  17. Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions / A. T. Phillips, P. Pankaj, C. R. Howie [et al.] // *Med. Eng. Phys.* — 2007. — Vol. 29 (7). — P. 739–748.
  - Eichenseer P. H. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions / P. H. Eichenseer, D. R. Sybert, J. R. Cotton // *Spine.* — 2011. — Vol. 36 (22). — P. E1446–E1452, doi: 10.1097/BRS.0b013e31820bc705.
  18. Ligamentous influence in pelvic load distribution / N. Hammer, H. Steinke, U. Lingslebe [et al.] // *Spine J.* — 2013. — Vol. 13 (10). — P. 1321–1330, doi: 10.1016/j.spinee.2013.03.050.
  19. The biomechanics of back pain / M. Adams, M. Bogduk, K. Burton, P. Dolan. — 2<sup>nd</sup> edition. — Edinburg: Churchill Livingstone, 2007. — 336 p.
  20. 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.
  21. 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.
  22. Gracovetsky S. Analysis and interpretation of gait in relation to lumopelvic 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/10.15674/0030-59872016154-61>

Статья поступила в редакцию 08.07.2015

## STRESS-STRAIN STATE OF THE SYSTEM «LUMBAR SPINE – SACRUM – PELVIS» IN THE CONDITIONS OF FRONT PELVIS

N. A. Korzh<sup>1</sup>, V. A. Staude<sup>1</sup>, A. V. Kondratyev<sup>2</sup>, M. Yu. Karpinsky<sup>2</sup><sup>1</sup> SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv<sup>2</sup> Zhukovskiy National Aerospace University «KhAI», Kharkiv. Ukraine✉ Volodymyr Stayde, Phd: [stayde@mail.ru](mailto:stayde@mail.ru)