

## ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ “ХРЕБЕТ – ТАЗ – КУЛЬШОВІ СУГЛОБИ” ПРИ ЗВОРОТНІЙ ФОРМІ КУЛЬШОВО-ПОПЕРЕКОВОГО СИНДРОМУ

Галузинський ОА.<sup>1</sup>, Астапенков ВА.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, м. Київ

<sup>2</sup>Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського”, м. Київ

**Резюме.** Проведено чисельне моделювання та аналіз напружено-деформованого стану кінематичного ланцюга “поперековий відділ хребта – таз – кульшові суглоби” при односторонньому коксартрозі. Дослідження проводились з урахуванням різних варіантів величини поперекового лордозу і кута нахилу краніальної поверхні крижів до горизонталі при зменшенні вісьового навантаження на кульшовий суглоб на 10% та 30%. Модель будували на основі сканів комп’ютерної томографії поперекового відділу хребта, клубово-крижових зчленувань і таза 20 пацієнтів із різними варіантами кута нахилу крижів у програмному комплексі SolidWorks. При зменшенні навантаження на кульшовий суглоб максимальні напруження у протилежному кульшовому суглобі та міжхребцевих дисках поперекового відділу хребта відзначались при гіполордозі. При гіперлордозі найбільш напруженим є протилежне клубово-крижове зчленування та дуговідросчасті суглоби L1-LV.

**Ключові слова:** кульшово-поперековий синдром, коксартроз, напружено-деформований стан, хребтово-тазовий баланс, клубово-крижове зчленування.

### Вступ

В останні десятиріччя артроз кульшового суглоба вивчається не тільки як суто суглобова проблема, а як складова частина низки біомеханічних змін у системі “кульшові суглоби – таз – поперековий відділ хребта”. Ці порушення з багатьма клінічними проявами мають узагальнену назву кульшово-поперековий синдром або hip-spine syndrome в англійській літературі.

В класифікації О.М. Хвисяка [1] кульшово-поперековий синдром поділяється на три форми: справжня (переважає патологія хребта), зворотна, коли домінує ураження кульшових суглобів, та поєднана, при якій первинне ураження виявити неможливо. В нашій математичній моделі ми відтворили зміни в опорно-руховому апараті, що відбуваються при зворотній формі hip-spine syndrome за одностороннього ураження кульшового суглоба.

Існуючі на сучасному етапі розвитку медичної науки нові віртуальні технології значно розширили діагностичні можливості клініцистів, однак залишається багато невирішених завдань біомеханіки опорно-рухової системи. Це спонукало нас звернутися до порівняно нових методик на основі інженерного аналізу із застосуванням математичного та комп’ютерного моделювання.

Є багато робіт, присвячених вивченню напружено-деформованого стану поперекового відділу

хребта [2, 3], крижів як ланки в структурі тазового кільця [4], системи “імплант – поперековий відділ хребта – таз” при різних варіантах фіксації [5], певних м’язових груп і зв’язок у системі стабілізації “поперековий відділ хребта – таз” [6].

### Матеріали і методи

Чисельне моделювання та аналіз напружено-деформованого стану кінематичного ланцюга “поперековий відділ хребта – таз – кульшовий суглоб” при зменшенні навантаження на кульшовий суглоб описували в МКЕ [7]. Дослідження проводились з урахуванням різних варіантів величини поперекового лордозу і кута нахилу краніальної поверхні крижів до горизонталі при функціональному блокуванні кульшового суглоба. Модель будували на основі сканів комп’ютерної томографії поперекового відділу хребта, крижово-клубових зчленувань і таза 20 пацієнтів з різними варіантами кута нахилу крижів у програмному комплексі SolidWorks. Розрахунок напружено-деформованого стану виконували в програмному комплексі CAD/CAE. Автори відзначають, що зміна напружено-деформованого стану в суглобах, особливо при їх блокуванні, може бути причиною виникнення компенсуючих проти-деформацій для підтримки стабільного стану в системі біомеханічного ланцюга “поперековий відділ

хребта – таз – кульшовий суглоб”. Однак це питання потребує більш детального вивчення.

Для дослідження біомеханогенезу хребтово-рухового сегменту при різних типах вертикальної постави проведено аналіз напружено-деформованого стану моделі кінематичного ланцюга “поперековий відділ хребта – таз – кульшовий суглоб” при однобічному зменшенні навантаження на кульшовий суглоб на 10% та 30% з урахуванням різних варіантів величини поперекового лордозу (гіполордоз, фізіологічний лордоз і гіперлордоз). Найбільш детально розглянемо ділянку головки протилежної стегнової кістки, крижово-клубові зчленування, передню та задні колони поперекового відділу хребта.

Побудова математичних моделей біологічних об’єктів становить проблему, оскільки геометрія і властивості їх елементів є індивідуальними і, на відміну від об’єктів техніки, вони не можуть задаватися за допомогою конструкторських креслень і технічних умов.

Для створення віртуальних моделей різних органів М.П. Бурих та Р.С. Ворощук застосовували метод вексельного анатомічного моделювання. Вони розробили комп’ютерний комплекс Virtual Anatomist, який дозволяє створити тривимірні комп’ютерні анатомічні моделі на основі зображень плоскопаралельних зрізів. Результат методу полягає у створенні цифрової тривимірної матриці, одиничним елементом якої є вексель. Основною перевагою методу, на відміну від застосованого раніше, є те, що вексельна анатомічна модель містить інформацію про структуру всього органу і реалістично відображає індивідуальні анатомічні особливості його тіла [8].

Для біології та медицини розроблено безліч комп’ютерних програм, що використовують зображення внутрішніх органів, судин, нервів тощо. Комп’ютерні моделі, використовувані в пакетах, зазвичай двомірні, але бувають і тривимірні реконструкції. Останні містять такі програми, як 3D-Body Adventure (США), Advantage Windows (США), ADAM (Велика Британія), Corps Human (Франція). Широко відома програма Body Voyage (США), створена в рамках Visible Human Project (США). Важливо, що комп’ютерні моделі, створені в результаті морфометрії та аналізу анатомічного матеріалу, є науково обґрунтованими. Моделі можуть ілюструвати анатомічну норму, оскільки створені на основі кількісних даних безлічі спостережень.

У літературі є дані про створення віртуальних тривимірних моделей внутрішніх органів людини на основі серій двомірних зрізів. Найбільш відомі міжнародні проекти: Visible Human Project (США), Voxel MAN (Germany), Chinese Visible Human Project (Китай) [9].

Для побудови комп’ютерної 3D-моделі був вибраний програмний комплекс ScanIP з вбудованим CAD-модулем компанії Simpleware Ltd. Для дослідження напружено-деформованого стану моделі – аналітичний комплекс ANSYS.

Комп’ютерні моделі було створено на основі томографічних досліджень пацієнтів. Отримані томографічні зрізи в форматі DICOM були імпортовані в програмне середовище ScanIP (рис. 1).

У процесі сегментації томографічних зрізів у напівавтоматичному режимі було виділено ділянки, що відповідають кортикальному і спонгіозному шару кістки

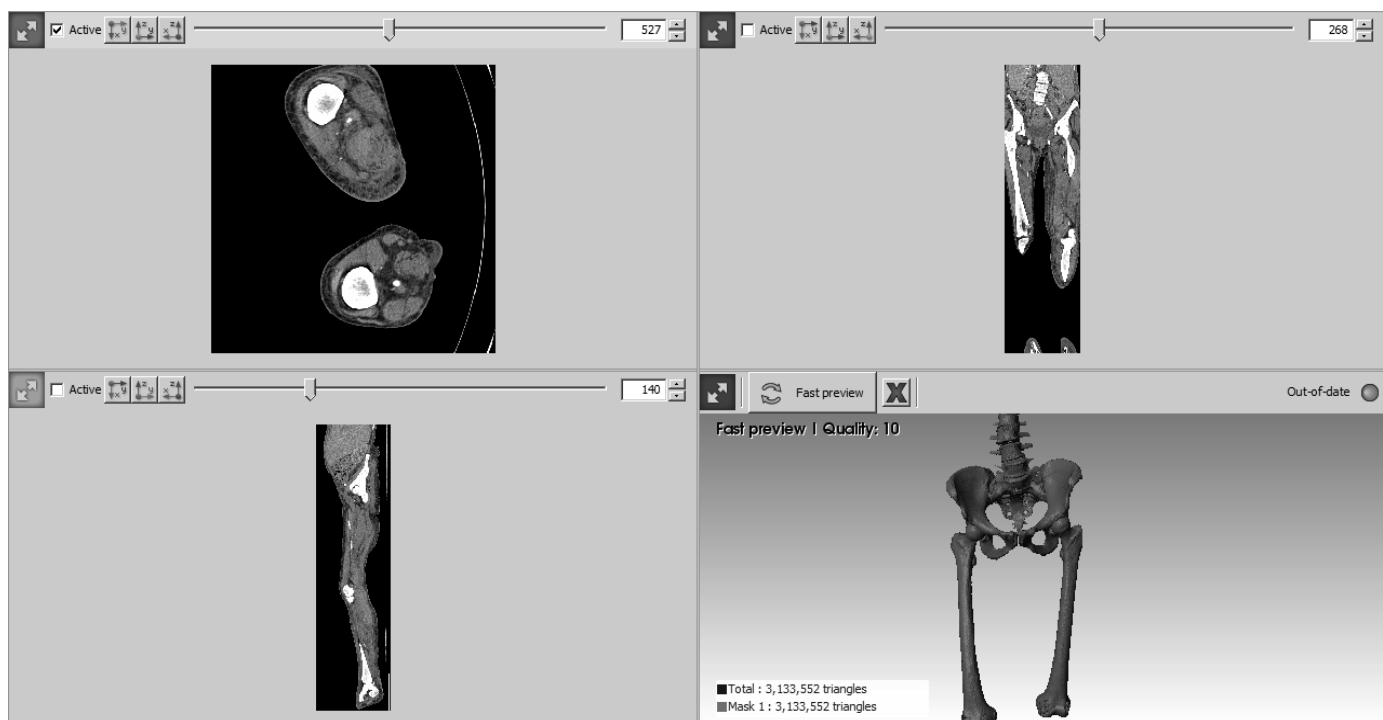


Рис. 1. Імпорт файлів томографічних досліджень в програмне середовище ScanIP



**Рис. 2.** Комп'ютерна модель кінематичного ланцюга “попереківий відділ хребта – таз – стегнова кістка”

та кістково-мозковому каналу на основі їх рентгенологічної щільності, з використанням чисел Hounsfield, після чого проведено корекцію контурів на ділянках, де виникали суттєві похибки чи очевидна невідповідність. З 2D-даних програмне забезпечення дозволяє створювати за програмним алгоритмом 3D-моделі з максимальною точністю і гнучкістю (рис. 2).

Застосування програмного комплексу ScanIp Simpleware дозволило створити кінцево-елементні моделі, що з високою точністю відтворювали особливості їх геометрії та неоднорідність структури. В цьому дослідженні було використано принцип максимального наближення форми моделей до форми кісток на основі методу тримірної реконструкції за даними комп'ютерної томографії.

За допомогою вбудованого CAD-модуля було побудовано три моделі з різними варіантами кута нахилу краніальної поверхні крижів до горизонталі: 35°, 52° і 75°, що відповідало середнім показникам при гіполордозі, фізіологічному лордозі, та гіперлордозі за даними G. Duval-Beaupere et al. [10].

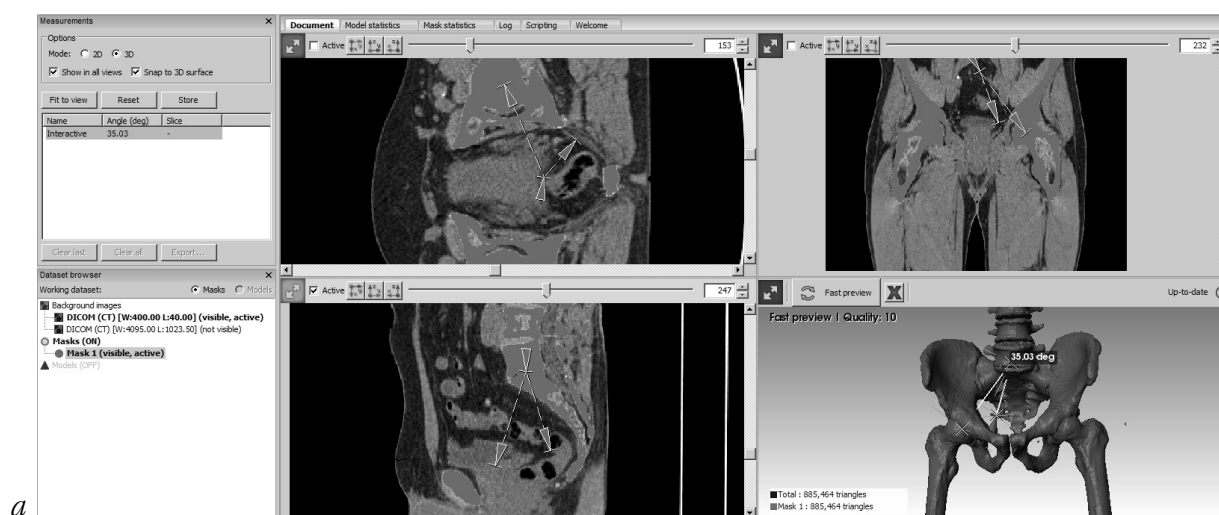
Створення об'ємної сітки було виконано в автоматичному режимі з використанням інструменту ANSYS (рис. 3, 4).

Досліджуваний матеріал вважався однорідним і ізотропним. Вибір властивостей кісткових структур базується на даних, що найчастіше зустрічаються в літературі [11]. Використовувані характеристики:  $E$  – модуль пружності (модуль Юнга),  $\nu$  – коефіцієнт Пуассона, зведені в табл. 1. Основним навантаженням є вага тіла (приймалася рівною  $P = 800$  Н).

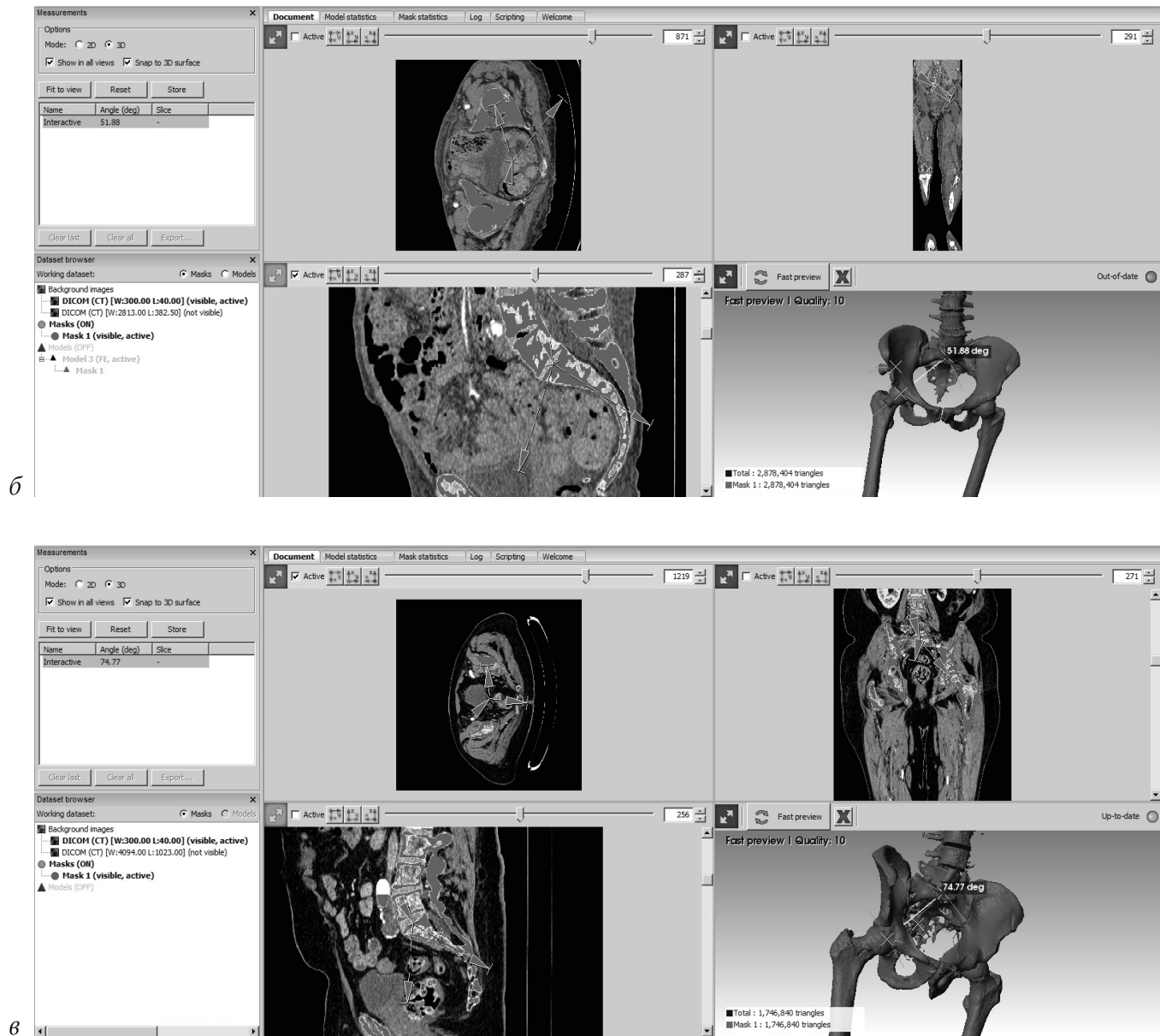
Таблиця 1

**Механічні характеристики використовуваних матеріалів**

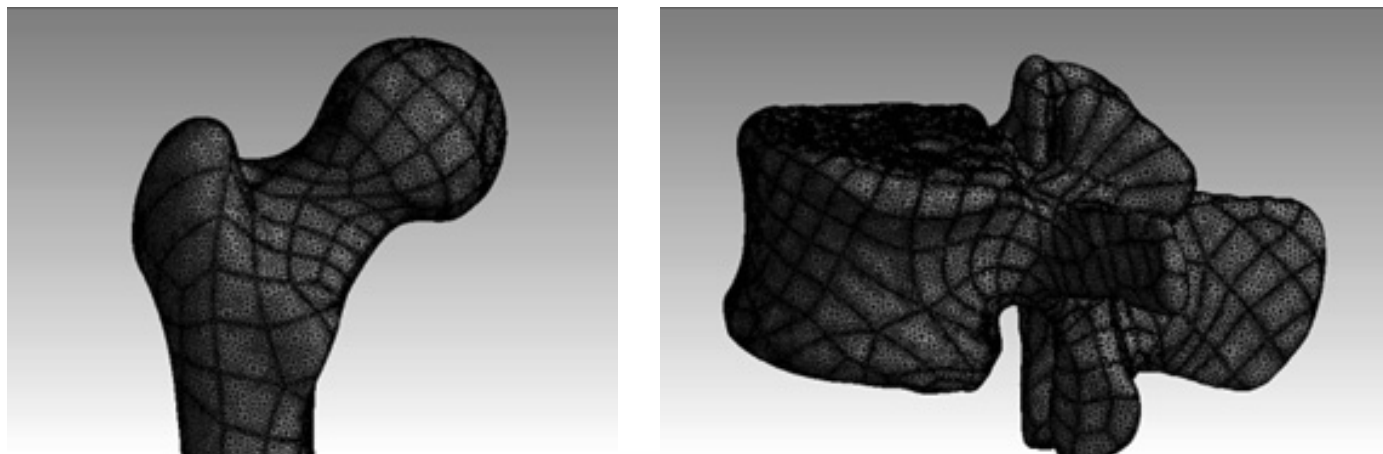
Тканина	$E$ (МПа)	$\nu$
Кортикальний шар	1800	0,3
Спонгіозний шар	350	0,3
Хрящ	11	0,49
Зв'язки	1000	0,43



a



**Рис. 3.** Комп'ютерні моделі системи “поперековий відділ хребта – таз – стегнова кістка” з урахуванням різних варіантів величини поперекового лордозу: а – гіполордоз, б – фізіологічний лордоз, в – гіперлордоз



**Рис. 4.** Сітка кінцевих елементів

Розглядалося двоопорне стояння. Величини м'язових сил взяті відповідно до даних, наведених в [12, 13]. Нижня площина колінних суглобів – закріплена (рис. 5, 6).

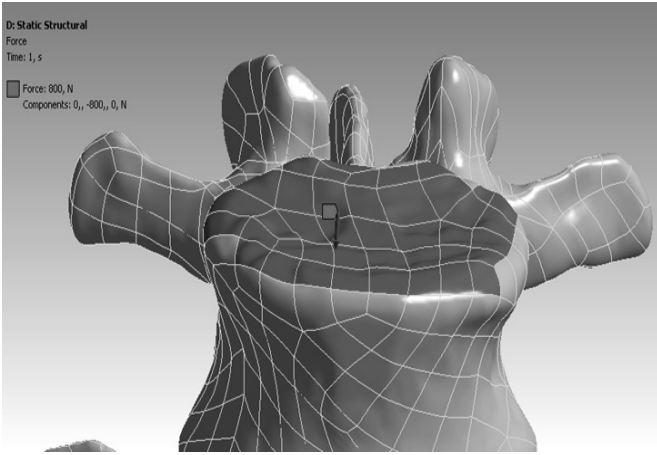


Рис. 5. Механізм навантаження

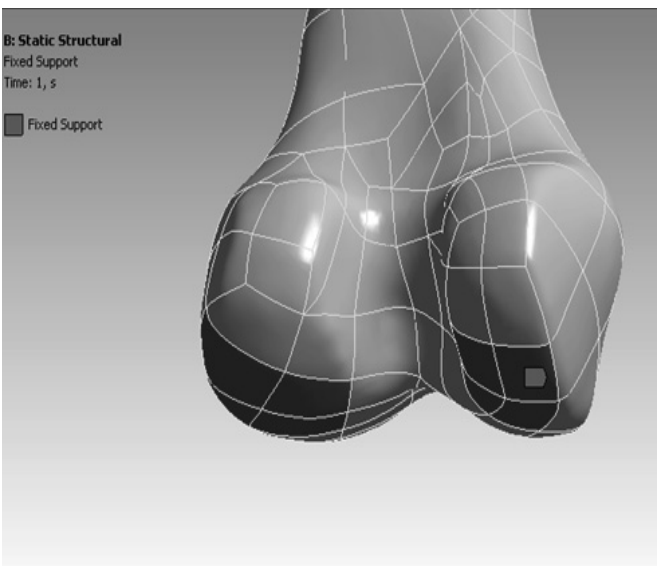


Рис. 6. Зафіксовані вузли торцевої частини кістки

## Результати та їх обговорення

Аналіз змодельованого НДС системи “поперековий відділ хребта – таз – стегнова кістка” для усіх розглянутих величин поперекового лордозу при зменшенні навантажень на кульшовий суглоб свідчить про суттєвий перерозподіл напружень і деформацій.

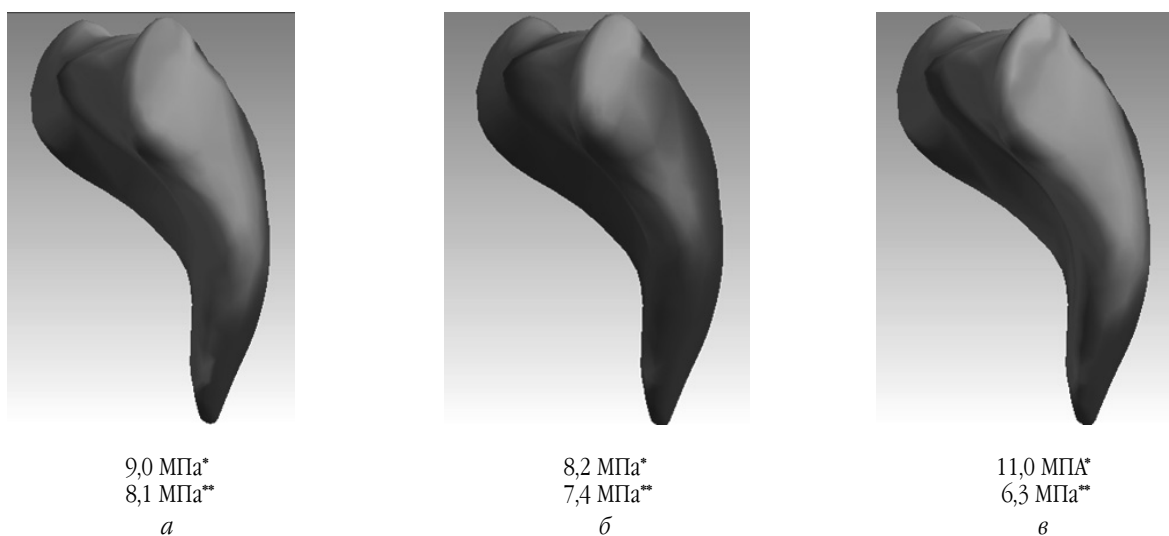
При створенні нашої моделі ми взяли до уваги дані подографії у хворих із різними стадіями коксартрозу, що були отримані Долгановою та співавт.

з російського наукового центру ім. Ілізарова при аналізі опорної реакції стоп [14]. Узагальнюючи весь об'єм кількісних та якісних характеристик ходи, ми визначили зменшення статичного навантаження на кінцівку при коксартрозі 1 стадії на 10% порівняно зі здоровою, та зменшення на 30% при коксартрозі 2-4 стадії. Подальше зменшення вісьового навантаження, пов'язаного з прогресуванням больового синдрому, потребувало від хворого застосування під час ходи додаткових засобів опори.

**Зменшення навантаження на 10%.** При фізіологічному лордозі максимальна величина діючих напружень у суглобовій поверхні крижової кістки з боку ураження досягає 8,1 МПа, протилежного – 9 МПа (рис. 7а). При цьому максимальний рівень напружень у дисках LI-LII, LII-LIII, LIII-LIV, LIV-LV, LV-SI не перевищує 0,43 МПа. У зоні всіх дуговідросчастих суглобів інтенсивність напружень незначно вище і досягає рівня 0,46 МПа (табл. 2). Розглядаючи НДС системи “стегнова кістка – кульшова западина”, можна виділити, що концентрація напруг зосереджена в ділянці протилежної головки стегнової кістки та не перевищує 12,3 МПа (рис. 8а).

При гіполордозі максимальна величина діючих напружень у суглобовій поверхні крижової кістки з боку ураження досягає 7,4 МПа, протилежного – 8,2 МПа (рис. 7б). При цьому спостерігали найвищий рівень максимальних напружень у дисках LI-LII, LII-LIII, LIII-LIV, LIV-LV, LV-SI – 0,64 МПа. У зоні всіх дуговідросчастих суглобів інтенсивність напружень є значно меншою і досягає рівня 0,17 МПа (табл. 2). При цьому в системі “стегнова кістка – кульшова западина” концентрація напруг зосереджена в ділянці протилежної головки стегнової кістки та визначається в межах 16,4 МПа (рис. 8б) і є найбільшою в дослідженні.

При гіперлордозі максимальна величина діючих напружень у суглобовій поверхні крижової кістки з боку ураження досягає 6,3 МПа, протилежного – 11 МПа (рис. 7в). Рівень максимальних напружень у дисках LI-LII, LII-LIII, LIII-LIV, LIV-LV, LV-SI не перевищує 0,23 МПа. Інтенсивність напружень у дуговідросчастих суглобах є значно вищою серед усіх моделей і досягає рівня 0,78 МПа (табл. 2). У цьому випадку при дослідженні НДС системи “стегнова кістка – кульшова западина” концентрація напруг також зосереджена в ділянці протилежної головки стегнової кістки, проте вона є нижчою ніж при гіполордозі та становить 11,0 МПа (рис. 8в). Виявлені закономірності змін напружень зберігались і при моделюванні більш тяжких стадій коксартрозу.



**Рис. 7.** Графічне зображення розподілу еквівалентних напружень по Мізесу в моделі суглобової поверхні крижової кістки при зменшенні навантаження на протилежний кульшовий суглоб: а – фізіологічний лордоз; б – гіполордоз; в – гіперлордоз  
**Примітки:** \* - НДС з протилежного боку ураження; \*\* - НДС з боку ураження.

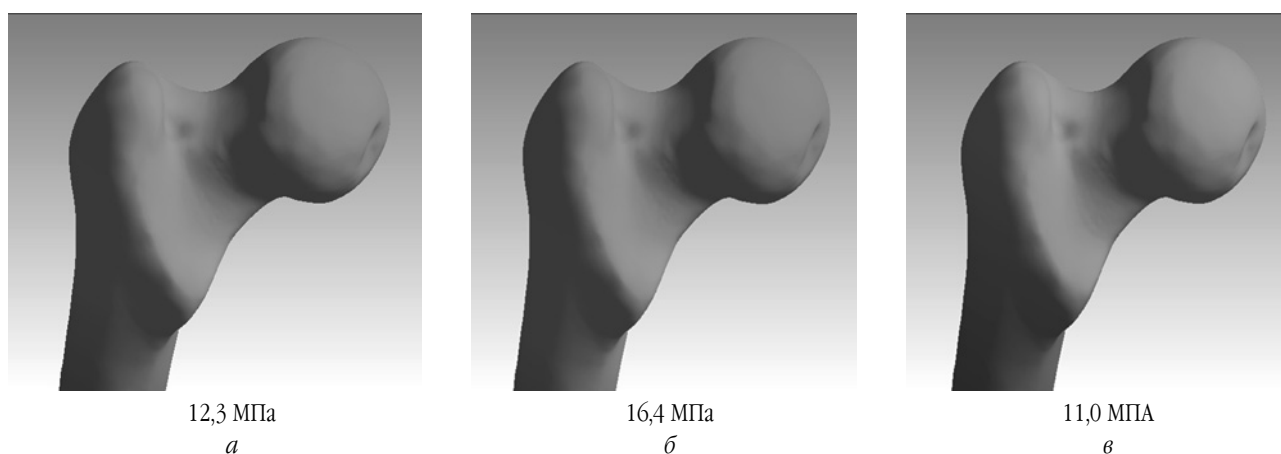
*Таблиця 2*  
**Середні показники напружень по Мізесу в передній і задній колонах поперекового відділу хребта при різних типах вертикальної постави (МПа)**

	Фізіологічний лордоз	Гіполордоз	Гіперлордоз
М/х диски	0,43	0,64	0,23
Дуговідросчасті суглоби	0,46	0,17	0,78

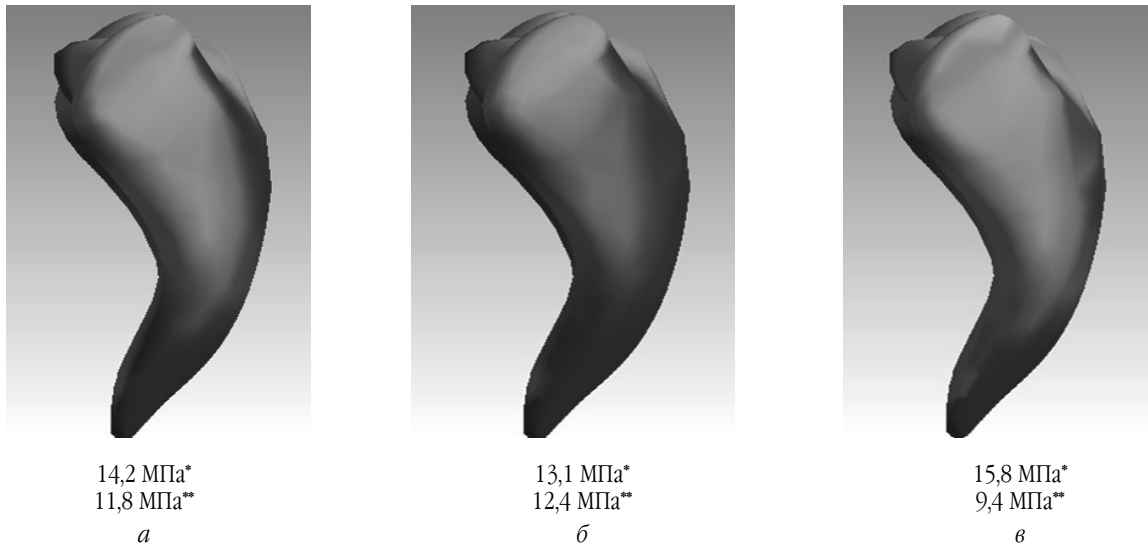
**Зменшення навантаження на 30%.** Максимальна величина діючих напружень суглобової поверхні крижової кістки при фізіологічному лордозі

з боку ураження досягає 11,8 МПа, протилежного – 14,2 МПа (рис. 9а). Максимальний рівень напружень в дисках LI-LII, LII-LIII, LIII-LIV, LIV-LV, LV-SI не перевищує 0,72 МПа. У дуговідросчастих суглобах інтенсивність напружень нижче і досягає рівня 0,64 МПа (табл. 3). Концентрація напруг системи “стегнова кістка – кульшова западина” зосереджена в ділянці протилежної головки стегнової кістки та не перевищує 18,3 МПа (рис. 10а).

При гіполордозі максимальні напруження у суглобовій поверхні крижової кістки з боку ураження сягають 12,4 МПа, протилежного – 13,1 МПа (рис. 9б). Рівень максимальних напружень в дисках LI-LII, LII-LIII, LIII-LIV, LIV-LV, LV-SI виявлявся в межах до 1,2 МПа. У зоні всіх дуговідросчастих суглобів



**Рис. 8.** Графічне зображення розподілу деформацій у головці стегнової кістки в моделі ПЕМ стегнової кістки при зменшенні навантаження на протилежний кульшовий суглоб: а – фізіологічний лордоз; б – гіполордоз; в – гіперлордоз



**Рис. 9.** Графічне зображення розподілу еквівалентних напружень по Мізесу в моделі суглобової поверхні крижової кістки при зменшенні навантаження на кульшовий суглоб: а – фізіологічний лордоз; б – гіполордоз; в – гіперлордоз

**Примітки:** \* - НДС з протилежного боку ураження; \*\* - НДС з боку ураження.

інтенсивність напружень є значно нижчою – 0,33 МПа (табл. 3). При розгляді НДС системи “стегнова кістка – кульшова западина” виявлено, що концентрація напруг зосереджена в ділянці протилежної головки стегнової кістки і має значення 23,7 МПа (рис. 10б) – найвище серед усіх моделей.

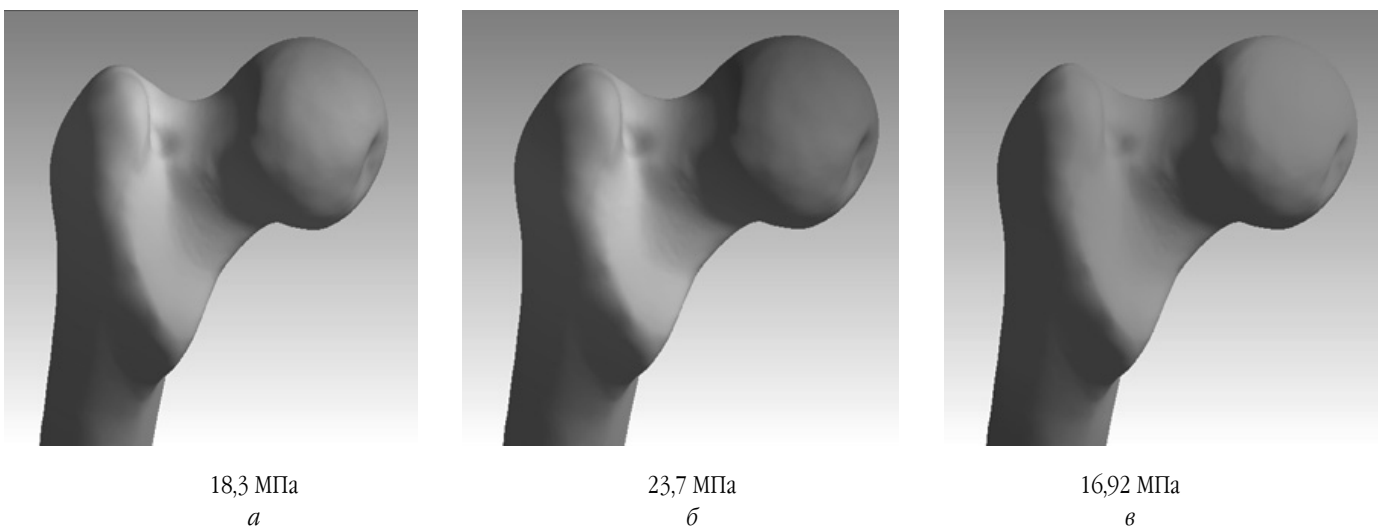
При гіперлордозі максимальна величина діючих напружень у суглобовій поверхні крижової кістки з боку ураження досягає 9,4 МПа, протилежного – 15,8 МПа (рис. 9в). При цьому рівень максимальних напружень у дисках LI-LII, LII-LIII, LIII-LIV, LIV-LV, LV-SI є значно нижчим ніж при гіполордозі – до 0,23 МПа. У зоні всіх дуговідросчастих суглобів інтенсивність напружень досягає рівня 1,4 МПа (табл. 3). Найбільша концентрація напруг – в ді-

лянці протилежної головки стегнової кістки – 16,92 МПа (рис. 10в), що є значно нижчим показником ніж у моделі гіполордотичної постави.

Таблиця 3

**Середні показники напружень по Мізесу в передній і задній колонах поперекового відділу хребта при різних типах вертикальної постави (МПа)**

	Фізіологічний лордоз	Гіполордоз	Гіперлордоз
М/х диски	0,72	1,2	0,23
Дуговідросчасті суглоби	0,64	0,33	1,4



**Рис. 10.** Графічне зображення розподілу деформацій у моделі ПЕМ стегнової кістки при зменшенні навантаження на протилежний кульшовий суглоб: а – фізіологічний лордоз; б – гіполордоз; в – гіперлордоз

## Висновки

1. При зменшенні навантаження на кульшовий суглоб максимальні напруження у протилежному кульшовому суглобі (23,7 МПа) і міжхребцевих дисках поперекового відділу хребта (1,2 МПа) відзначались при гіполордозі.

2. При гіперлордозі найбільш напруженим є протилежне клубово-крижове зчленування та дуговідростчасті суглоби LI-LV.

3. Найменша різниця в напруженнях клубо-крижових зчленувань (8,1 МПа – зі сторони ураження, 9 МПа – з протилежної сторони) спостерігалась при гіполордозі.

4. Зменшення навантаження на кульшовий суглоб за умов гіполордотичної постави викликає достовірне підвищення напружень на міжхребцеві диски поперекового відділу хребта, що може спровокувати дискогенні радикулопатії у таких хворих.

5. Зменшення навантаження на кульшовий суглоб за гіперлордотичної постави викликає перевантаження задньої колони поперекового відділу хребта, що в клінічних умовах може зумовити розвиток спондилоартрозу у хворих.

6. Дані математичного моделювання можуть бути використані для розробки диференційованого підходу до лікування хворих із кульшово-поперековим синдромом.

## Література

1. Хвисяк О.М. Тазобедренно-поясничний синдром (патогенез, діагностика, принципи лічення) : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д-ра мед. наук: спец. 14.01.21 "Травматологія та ортопедія" / О.М. Хвисяк. – Харків, 2002. – 8 с.
2. 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.
3. Куценко В.А. Поясничний спондилолистез (патогенез, діагностика, прогнозування і лічення) : дис. ... доктора мед. наук / В.А. Куценко. – Харків, 2009. – 555 с.

4. Истомин А.Г. Восстановление стабильности таза при повреждениях и заболеваниях подвздошно-крестцовых суставов : дис. ... доктора мед. наук / А.Г. Истомин. – Харьков, 2001. – 329 с.
5. Исследование напряженно-деформированного состояния системы "имплантат – поясничный отдел позвоночника – таз" при различных вариантах фиксации / А.А. Мезенцев, Д.Е. Петренко, А.А. Барков, А.В. Ярьско // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2011. – № 2. – С. 37–41.
6. Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces / J.J. M. Pel, C.W. Spoor, A.L. Pool-Goudzwaard [et al.] // Ann. Eng. – Vol. 36. – № 3. – P. 415–424.
7. 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.
8. Бурых М.П. Воксельное анатомическое моделирование внутренних органов человека / М.П. Бурых, Р.С. Ворожук // Клиническая анатомия и оперативная хирургия. – 2006. – Т. 5, № 5. – С. 115–118.
9. Obkava M. The role of three-dimensional computer tomography in the management of maxillofacial bone fractures / M. Obkava [et al.] // Acta Med. Okayama. – 1997. – Vol. 51, № 4. – P. 219–225.
10. Legaye J. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves / Legaye J., Duval-Beaupere G., Hecquet J. [et al.] // Eur. Spine J. – 1998. – Vol. 7. – P. 99–103.
11. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. – Рига : Зинатне, 1980. – 320 с.
12. 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.
13. Проблемы прочности в биомеханике: учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / Под ред. И.Ф. Образцова. – М. : Высш. шк., 1988. – 311 с.
14. Долганова Т.И. Диагностическая значимость подографии у больных с коксартрозом / Долганова Т.И., Сазонова Н.В., Меньшикова И.А., Буторина Н.И., Долганов Д.В. // Современные наукоемкие технологии. – 2009. – № 4. – С. 7–13.

### **THE STUDY OF STRESS-STRAINED STATE OF THE SPINE-PELVIS-HIP JOINTS SYSTEM IN THE INVERSE FORM OF HIP-SPINE SYNDROME**

Haluzynskiy O.A., Astapenkov V.A.

**Summary.** Numerical modeling and analysis of the stress-strained state of the kinematic chain spine-pelvis-hip joints was conducted for unilateral coxarthrosis. The research was conducted taking into account different options of size of lumbar lordosis and the slope angle of the cranial surface of the sacrum to the horizontal axis, when the load on the hip joint was reduced by 10 and 30%. The model was built on the basis of computed tomography scans of the lumbar spine, iliac-sacral joints, and pelvis of 20 patients with different options of the slope angle of the sacrum using the solidworks software package. It was noted the maximum stress in a counter hip joint and intervertebral disks of lumbar spine in the case of hypolordosis, when the load on



the hip joint was reduced. In the case of hyperlordosis, maximum stress was detected in counter iliac-sacral joint and facet joints at the L1-LV level.

**Key words:** hip spine syndrome, coxarthrosis, stress-strained state, spine and pelvic balance, iliac-sacral joint.

**ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ “ПОЗВОНОЧНИК – ТАЗ – ТАЗОБЕДРЕННЫЕ СУСТАВЫ” ПРИ ОБРАТНОЙ ФОРМЕ ТАЗОБЕДРЕННО-ПОЯСНИЧНОГО СИНДРОМА**

Галузинский А.А., Астапенков В.А.

**Резюме.** Проведено численое моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи “позвоночник – таз – тазобедренные суставы” при одностороннем коксартрозе. Исследование проводилось с учетом разных вариантов величины поясничного лордоза и угла наклона краниальной поверхности крестца к горизонтали при уменьшении осевой нагрузки на тазобедренный сустав на 10% и 30%. Модель строили на основе сканов компьютерной томографии поясничного отдела позвоночника, повздошно-крестцовых сочленений и таза 20 пациентов с разными вариантами угла наклона крестца в программном комплексе SolidWorks. При уменьшении нагрузки на тазобедренный сустав максимальные напряжения в противоположном тазобедренном суставе и межпозвоночных дисках поясничного отдела позвоночника отмечалось при гиполордозе. При гиперлордозе наиболее напряженным было противоположное повздошно-крестцовое сочленение и дугоотростчатые суставы L1-LV.

**Ключевые слова:** тазобедренно-поясничный синдром, коксартроз, напряженно-деформированное состояние, позвоночно-тазовый баланс, повздошно-крестцовое сочленение.

УДК 611.728.2:616.72-007.17-053.8

**АНАТОМО-ФУНКЦІОНАЛЬНІ ОСОБЛИВОСТІ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА У ДОРΟΣЛИХ ПРИ ТЯЖКИХ ТИПАХ ДИСПЛАЗІЇ**

Герасименко С.І., Полулях М.В., Гук Ю.М., Полулях Д.М., Зотя А.В.  
ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, м. Київ

**Резюме.** У роботі представлені результати дослідження клініко-рентгенологічного матеріалу 50 хворих із вродженою дисплазією кульшового суглоба Crowe III, IV типу, яким виконано 63 ендопротезування. Нами розроблена комп’ютерна програма, що дозволяє стандартизувати визначення кутових і лінійних величин кульшового суглоба, які необхідно враховувати при передопераційному плануванні. Всім оперованим хворим за допомогою розробленої програми вимірювали кут Wiberg, розмір входу в кульшову западину, шийково-діафізарний кут, глибину кульшової западини, стінку її дна, кут нахилу кульшової западини. Всі ці вимірювання враховували при ендопротезуванні.

**Ключові слова:** вроджений диспластичний коксартроз, кульшовий суглоб, вроджений вивих, тотальне ендопротезування.

**Вступ**

Вроджена дисплазія кульшового суглоба – це генетично детермінований комплекс патологічних анатомо-функціональних відхилень, що включає недорозвинення кульшової западини, проксимального

відділу стегна, недостатність зв’язкового апарату, які можуть супроводжуватися порушенням суглобових співвідношень [7]. Первинна дисплазія (вроджене порушення розвитку та формування кульшового суглоба у внутрішньоутробному періоді та після народження) з реалізацією в підвивих і вивих стегна