

## Універсальна цифрова модель таза дитини

Суворов В.Л.<sup>1</sup>✉, Філітчук В.В.<sup>1</sup>, Мельник М.В.<sup>1</sup>

**Резюме. Актуальність.** Дисплазія кульшового суглоба (ДКС) є частою патологією у практиці дитячого ортопеда. Нелікована або резидуальна ДКС у пацієнтів, що почали ходити, вимагає проведення оперативного втручання (одне з яких – остеотомія кісток таза). Під час остеотомії кісток таза відбуваються пластичні зміни в так званих шарнірних точках. Класичні шарнірні точки описані в літературі, однак існують певні розбіжності щодо їхнього розташування. **Мета дослідження.** Створення цифрової моделі таза, що може застосовуватись для моделювання різних остеотомій таза. **Матеріали і методи.** Було отримано КТ таза дитини 6 років та створено віртуальну модель кісток таза; здійснено моделювання остеотомії таза за Pemberton, присвоєно властивості матеріалу та додано зв'язковий апарат таза; проведено симуляцію вказаного вище оперативного втручання та оцінено біомеханічні зміни під час цього втручання. **Результати.** Було створено цифрову модель таза дитини 6 років, здійснено моделювання остеотомії таза за Pemberton та оцінку біомеханічних змін, що відбуваються під час операції; виявлено, що не існує єдиної шарнірної точки під час проведення цього оперативного втручання (як вважалося раніше), найбільша генерація напруження виникала у передньому та задньому променях Y-подібного хряща; оцінено роль зв'язкового апарату таза під час остеотомії за Pemberton (крижово-остиста та крижово-горбкова зв'язки були основними обмежувачами під час руху нижнього фрагмента клубової кістки); було також біомеханічно обґрунтовано можливість одночасного двостороннього застосування остеотомії таза за Pemberton або її комбінації з іншими остеотоміями таза у пацієнтів віком 6 років. **Висновки.** Створення цифрової моделі таза за описаною у цій статті методикою з подальшим моделюванням різних остеотомій таза дозволяє вивчати біомеханічні зміни під час цих остеотомій.

**Ключові слова:** дисплазія кульшового суглоба; остеотомія таза; цифрова модель; шарнірна точка; біомеханіка.

### Вступ

Дисплазія кульшового суглоба (ДКС) є поширеним захворюванням кульшового суглоба у новонароджених [1]. За відсутності лікування ДКС призводить до раннього початку остеоартрозу кульшового суглоба [2]. Рано виявлену ДКС можна успішно вилікувати за допомогою консервативних методів лікування; оперативне лікування необхідне у випадках нелікованої ДКС або резидуальної ацетабулярної дисплазії у пацієнтів, що почали ходити [3]. При порівнянні оперативних результатів при застосуванні різних методик оперативних втручань лікування ДКС кращі результати були отримані після застосування остеотомії таза [4].

Різні остеотомії таза (за Salter, Pemberton і Dega) широко застосовують у пацієнтів із ДКС ві-

ком молодше 6 років [5-9]. Виправлення деформації вертлюжної западини під час остеотомії таза відбувається за рахунок реорієнтації дистального фрагмента клубової кістки; під час такої реорієнтації спостерігаються пластичні зміни у так званих шарнірних точках. Різні шарнірні точки описані в літературі під час виконання вказаних вище остеотомій таза [9-12]. Кількість і розташування шарнірних точок є важливими для хірурга з погляду їх можливого пошкодження під час операції та можливості комбінації різних остеотомій таза з двох сторін одночасно.

Наскільки відомо авторам цієї статті, не існує біомеханічних досліджень для визначення кількості та розташування шарнірів під час остеотомії таза при лікуванні ДКС у дітей. Крім того, в літературі існують певні невідповідності щодо кількості та розташування шарнірних точок [13-14]. Ще одним недоліком сучасних робіт є відсутність дослідження ролі зв'язкового апарату таза під час остео-

✉ Суворов В.Л., vasil\_suvorov@ukr.net

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

томій таза. Проте автори цієї статті вважають, що зв'язковий апарат таза відіграватиме важливу роль у якості обмежувача реорієнтації дистального фрагмента клубової кістки. Метод кінцевих елементів (МКЕ) є надійним методом для моделювання прикладання навантаження до біологічних моделей; існують певні дослідження із застосуванням МКЕ, присвячені вивченню впливу різних навантажень на таз людини [15-20].

**Мета дослідження:**

- 1) створення цифрової моделі таза дитини 6 років; моделювання остеотомії таза за Pemberton;
- 2) моделювання біомеханічних змін під час остеотомії таза за Pemberton у дитини 6 років;
- 3) дослідження ролі зв'язкового апарату таза під час остеотомії таза за Pemberton.

**Матеріали і методи**

**Створення віртуальної моделі таза дитини 6 років; моделювання остеотомії таза за Pemberton**

Було отримано КТ кісток таза та кульшових суглобів у пацієнта 6 років без патології кульшових суглобів та кісток таза. КТ було проведено на спіральному КТ-сканері "Siemens Somatom Definition AS, USA" з товщиною зрізу 1,5 мм. Для оцінки результатів КТ застосовувалось програмне забезпечення "Medixant. RadiAnt DICOM Viewer, версія 2020.1. 9 березня 2020 року".

КТ було перенесено в Mimics 20.0 (Materialise Inc., Левен, Бельгія), де була виконана автоматична сегментація кісток таза та крижової кістки. Хрящі

таза додавались вручну відповідно до анатомічних орієнтирів [21]. Було проведено моделювання остеотомії таза за Pemberton вручну відповідно до опису в літературі [8] (рис. 1).

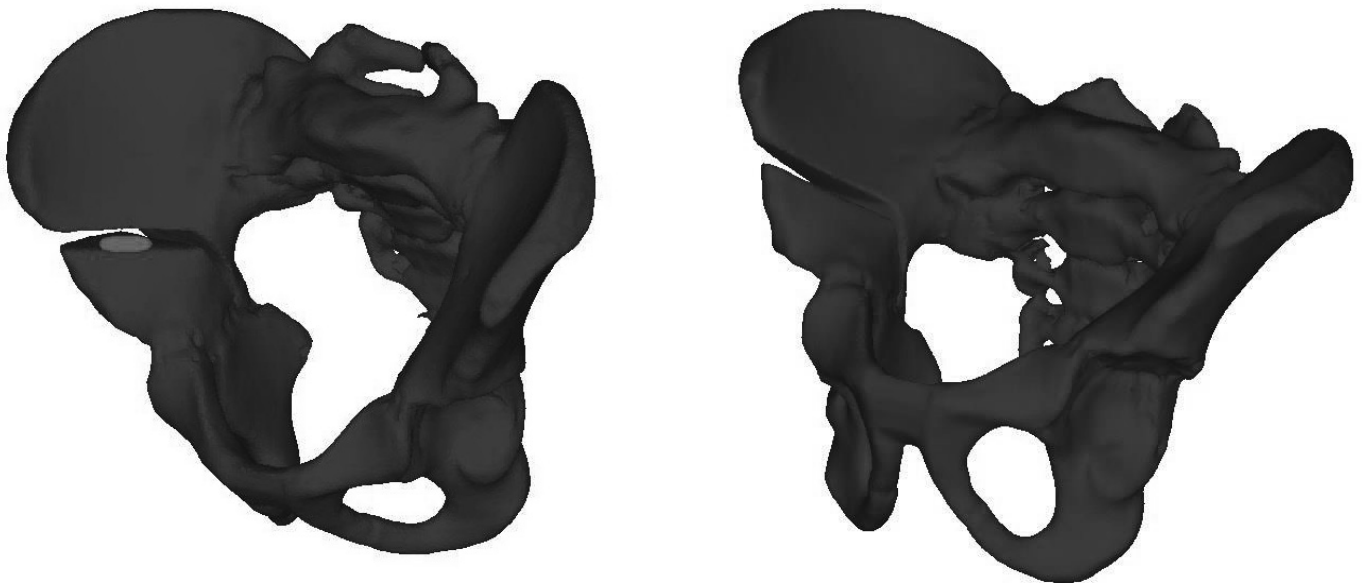
Було створено тетраедральну 4-точкову сітчасту модель таза на основі вокселів [22] через різну товщину кортикальної кістки на різних ділянках таза [23]; роздільна здатність елемента моделі була 2P (піксель)\*0,57P у площині XY та 1P\*1,20P у площині Z. Щільність сітки розраховували відповідно до мінімально можливих розмірів елементів. Довжина краю тетраедрального елемента становила 1,15 мм, кількість елементів – 10 467 600. Розмір елементів сітчастої моделі у цій роботі був меншим, ніж у попередніх дослідженнях (від 2 до 3,76 мм) [18-19].

**Властивості матеріалів**

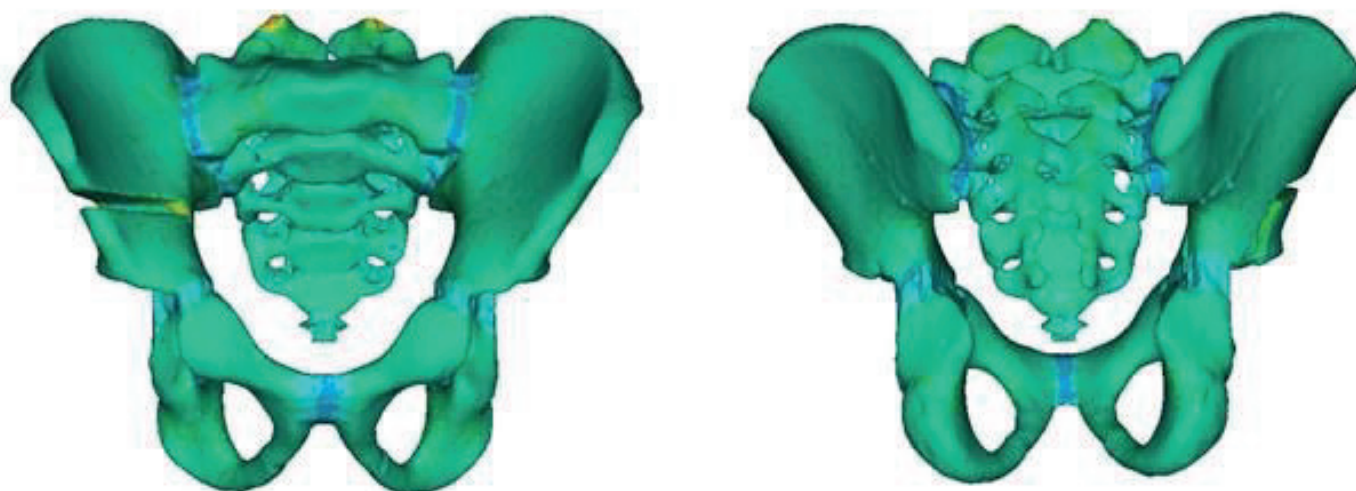
Щільність матеріалу розраховувалась згідно з W. Sun та ін. [24]; Формула 1 застосовувалась для значення одиниць Хаунсфілда (оХ)  $\leq 816$ ; Формула 2 для значення оХ  $> 816$ . Модель таза (як кісткові, так і хрящові елементи) була розподілена на 10 різних матеріалів відповідно до значення оХ [25] згідно з Zhixiu Nao та ін. [26]. Значення кожного матеріалу дорівнювало середньому значенню оХ всіх елементів, що входять до цієї групи, незалежно від того, чи був цей матеріал кісткою чи хрящем. Щільність матеріалу кісток та хрящів таза коливалася від 0,06 g\cm<sup>3</sup> до 2,3 g\cm<sup>3</sup>.

Модуль Юнга (E) розраховували за Carter та Hayes [27] (Формула 3); значення модуля Юнга коливалось від 0,53 МПа до 35257 МПа.

Коефіцієнт Poisson ( $\nu$ ) визначався відповідно до M. Shen та ін. [20] (0,2 для хрящової та трабекуляр-



**Рис. 1.** Цифрова модель таза дитини 6 років із модельованою остеотомією за Pemberton без патології кульшових суглобів та кісток таза з доданими вручну хрящами



**Рис. 2.** Цифрова модель таза дитини 6 років із модельованою остеотомією за Pemberton та призначеними властивостями матеріалів

ної кісткової тканини; 0,3 – для кортикальної кісткової тканини). Для матеріалу з  $E > 12240$  МПа (кортикальна кістка) коефіцієнт Poisson було визначено як 0,3; для матеріалу з  $E \leq 12240$  МПа коефіцієнт Poisson було визначено як 0,2.

Цифрова модель таза з модельованою остеотомією за Pemberton та призначеними властивостями матеріалів зображена на рис. 2.

Формула 1:  $\rho (g/cm^3) = 1,9 \times 10^{-3} QCT + 0,105$ .

Формула 2:  $\rho (g/cm^3) = 7,69 \times 10^{-4} QCT + 1,028$ ;  $\rho$  – щільність ( $g/cm^3$ ); ККТ – кількісне число комп'ютерної томографії, значення ККТ дорівнює одиницям Хаунсфілда.

Формула 3:  $E = E_c \times \epsilon^{0,06} \times (\frac{\rho}{\rho_c})^3$ ;  $E$  – модуль Юнга (МПа),  $\epsilon$  – швидкість деформації (/s),  $\rho$  – щільність ( $g/cm^3$ );  $E_c$  та  $\rho_c$  – модуль Юнга та щільність при швидкості деформації  $\epsilon = 1,0/s$  (22,100 МПа та  $1,8 g/cm^3$  відповідно).

### Зв'язковий апарат таза

Модель таза з модельованою остеотомією за Pemberton та призначеними властивостями матеріалів було перенесено в ABAQUS v6.14-2 (Dassault Systemes Simulia Corp., Провіденс, РІ, США).

Зв'язки таза додавались вручну як пружинні елементи з поліосьовим ступенем свободи. Кількість зв'язок відповідала їх кількості в нативному тазу; зв'язки додавались вручну за анатомічними орієнтирами [28-29]. Кількість елементів у зв'язках таза та їх властивості встановлювались за даними літератури [26] (табл. 1). Інші обмежувачі руху тазового пояса (м'язи, капсула кульшового суглоба) не були додані через переконання авторів, що зв'язки таза є основними обмежувачами реорієнтації дистального фрагмента клубової кістки під час остеотомії таза.

Сітчаста модель таза з модельованою остеотомією за Pemberton та доданими зв'язками таза представлена на рис. 3.

Таблиця 1

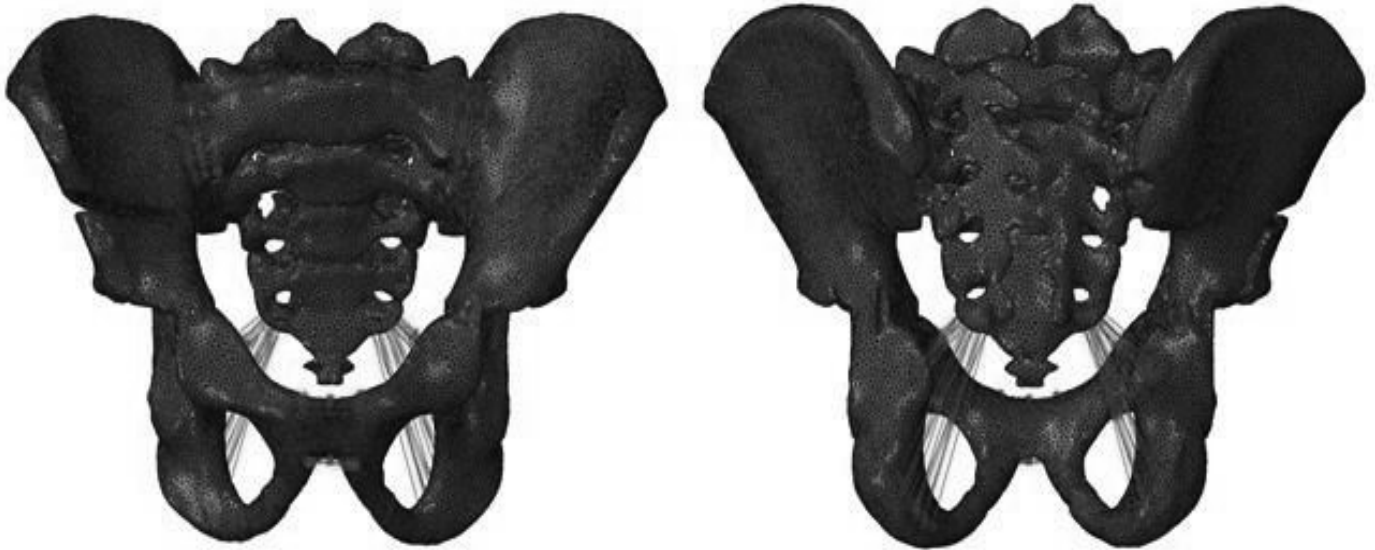
### Зв'язки таза та їх властивості

Зв'язка	Жорсткість (N/mm)	Кількість елементів
крижово-клубова	5000	45
крижово-остиста	1500	12
крижово-горбкова	1500	30
верхня лобкова	500	10
лобкова арочна	500	15

### Граничні умови та застосування навантаження

На поверхнях фрагментів клубової кістки створювались зчіпні обмеження; тип зчеплення було встановлено як кінематичний із шістьма ступенями свободи. Граничні умови моделі були застосовані до всіх передніх поверхонь хребців крижів. Тип зчеплення встановлено як кінематичний із шістьма ступенями свободи. Категорія граничних умов була встановлена як механічна з типом "encastre"; усі ступені свободи в цій ділянці були обмежені. Системи координат було створено на остеотомізованих поверхнях клубової кістки за допомогою базової системи координат (тип CSYS) прямокутного типу методом двох ліній.

Навантаження прикладалося до остеотомізованих поверхонь клубової кістки для імітації руху уламків клубової кістки під час операції; навантаження встановлювалось як механічне. Напрямок навантаження встановлювались за попередньо створеною системою координат для відтягування уламків клубової кістки в протилежні боки (зі знаком



**Рис. 3.** Сітчаста модель таза дитини 6 років із модельованою остеотомією за Pemberton та доданими зв'язками таза

“+” для верхнього фрагмента та зі знаком “-” для нижнього відповідно до їх осі Z). Значення навантаження було встановлено рівним 150 Н для обох фрагментів клубової кістки.

Вибране навантаження було прикладене послідовними кроками до моделей таза. Після застосування Метода кінцевих елементів (МКЕ) оцінювалось напруження за von Mises (v. M.). Відомо, що найбільш достовірні результати для моделювання переломів можна отримати за допомогою вимірювань деформації (за даними Gervais та ін. [30]). Однак метою цього дослідження не було виявлення переломів кісток таза, які можуть виникнути під час остеотомії таза (яких слід уникати під час операції). Саме тому визначали напруження за von Mises.

Перш за все, визначалось автоматично обчислене напруження за v. M. Потім вимірювалось напруження за v. M. після встановлення верхньої межі напруження вручну, що дорівнювала половині верхньої автоматично обчисленої межі. Це було проведено з метою виявлення більшої кількості точок, де виникає напруження під час остеотомії таза. Верхня межа напруження встановлювалась на величині  $3,1e+01$ .

## Результати

Після проведеного МКЕ остеотомії таза за Pemberton оцінювалось напруження за von Mises. Ділянки дистальніше нижнього фрагмента клубової кістки, де напруження створювалось під час навантаження та корекції деформації, називались “шарнірними точками”. Ті ділянки, де спо-

стерігалось виникнення напруження, що обмежувало реорієнтацію дистального фрагмента клубової кістки, отримали назву “точки обмеження”. Цей термін новий і раніше не вводився. Точки обмеження становили собою точки прикріплення зв'язок таза. Біомеханічні зміни, які відбуваються під час моделювання остеотомії таза за Pemberton на моделі таза 6-річної дитини, представлені у табл. 2 та на рис. 4.

## Обговорення

У цій роботі проводилось моделювання остеотомії таза за Pemberton згідно з цифровою моделлю таза дитини 6 років. Було створено сітчасту модель таза, проведено імітацію операції згідно з описом у літературі; було присвоєно властивості матеріалу за воксельним методом; як обмежувачі руху дистального фрагмента клубової кістки було додано зв'язки таза; були встановлені граничні умови та прикладено навантаження.

Після виконання МКЕ було виявлено, що під час остеотомії таза за Pemberton у дитини 6 років немає єдиної шарнірної точки, навантаження “переміщується” по колу від місця прикладання і викликає генерацію напруження в різних ділянках таза.

Під час остеотомії таза за Pemberton у дитини 6 років передній та задній промені Y-подібного хряща були навантажені; це може призвести до пошкодження та подальшого закриття зон росту трипроменевого Y-подібного хряща (що було описано раніше) [11]. У контралатеральній половині таза напруження не виникло, що робить біомеханічно можливим одночасне двостороннє застосування

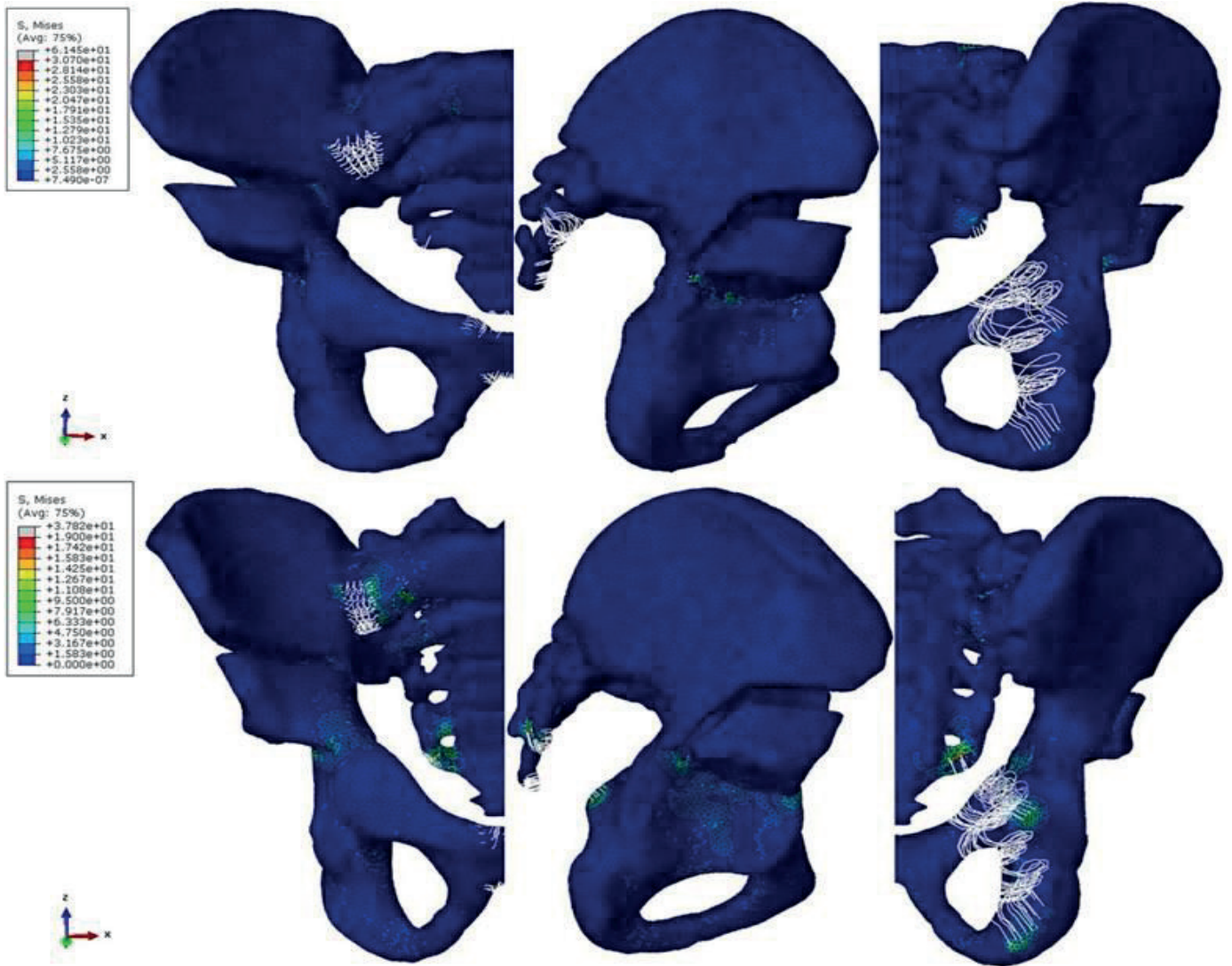


Рис 4. Розподіл напруження за von Mises під час остеотомії таза за Pemberton у дитини 6 років

Таблиця 2

**Біомеханічні зміни (напруження за von Mises) під час остеотомії таза за Pemberton у дитини 6 років**

<i>Шарнірні точки</i>	<i>v. М. напруження</i>
Задній промінь Y-подібного хряща	3.8e+01
Передній промінь Y-подібного хряща	7.9e+00
Нижній промінь Y-подібного хряща	7.9e+00
Метафіз лобкової кістки з іпсилатеральної сторони	6.3e+00
Дифузні точки кісток таза з іпсилатеральної сторони	6.3e+00
<i>Точки обмеження</i>	<i>v. М. напруження</i>
Місця кріплення крижово-остистої та крижово-горбкової зв'язок до крижової кістки з іпсилатеральної сторони	1.7e+01
Місця кріплення крижово-остистої та крижово-горбкової зв'язок до ості та горбистості сідничної кістки з іпсилатеральної сторони	1.3e+01

остеотомії таза за Pemberton або її комбінації з іншими остеотоміями у пацієнтів 6 років.

У цій роботі виявлено, що зв'язковий апарат таза відіграє важливу обмежувальну роль під час остеотомії таза за Pemberton; це питання раніше не висвітлювалось у сучасній літературі. Автори статті назвали точки прикріплення зв'язок таза "точками обмеження". Було виявлено, що крижово-остиста та крижово-горбкова зв'язки є основними обмежувачами під час руху нижнього фрагмента клубової кістки.

## Висновки

Було створено цифрову модель таза дитини 6 років та змодельовано на ній остеотомію таза за Pemberton.

Було визначено шарнірні точки та точки обмеження під час вказаної вище остеотомії таза; було визначено роль зв'язкового апарату таза під час цієї остеотомії.

Було обґрунтовано біомеханічну можливість одночасного двостороннього застосування остеотомії таза за Pemberton або її комбінацію з іншими остеотоміями у пацієнтів 6 років.

Створення цифрової моделі таза за описаною у цій статті методикою та подальше моделювання інших остеотомій таза дозволяє вивчати біомеханічні зміни при проведенні цих остеотомій.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

## References

- Loder RT, Skopelja EN. The epidemiology and demographics of hip dysplasia. *ISRN Orthop*. 2011 Oct 10;2011:238607. DOI: 10.5402/2011/238607.
- Pun S. Hip dysplasia in the young adult caused by residual childhood and adolescent-onset dysplasia. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2016 Dec;9(4):427-434. DOI: 10.1007/s12178-016-9369-0.
- Cooper AP, Doddabasappa SN, Mulpuri K. Evidence-based management of developmental dysplasia of the hip. *Orthop Clin North Am*. 2014 Jul;45(3):341-54. DOI: 10.1016/j.ocl.2014.03.005.
- Kothari A, Grammatopoulos G, Hopewell S, Theologis T. How Does Bony Surgery Affect Results of Anterior Open Reduction in Walking-age Children With Developmental Hip Dysplasia? *Clin Orthop Relat Res*. 2016 May;474(5):1199-208. DOI: 10.1007/s11999-015-4598-x.
- Chunho C, Ting-Ming W, Ken NK. Pelvic Osteotomies for Developmental Dysplasia of the Hip, 2017 (<http://dx.doi.org/10.5772/67516>).
- Novais EN, Pan Z, Atruong PT, Meyers ML, Chang FM. Normal Percentile Reference Curves and Correlation of Acetabular Index and Acetabular Depth Ratio in Children. *J Pediatr Orthop*. 2018 Mar;38(3):163-169. DOI: 10.1097/BPO.0000000000000791.
- Heimkes B, Schmidutz F, Rösner J, Frimberger V, Weber P. Modifizierte Salter-Innominate-Osteotomie für Erwachsene [Modified Salter innominate osteotomy in adults]. *Oper Orthop Traumatol*. 2018 Dec;30(6):457-468. German. DOI: 10.1007/s00064-018-0560-x.
- Sales de Gauzy J. Pelvic reorientation osteotomies and acetabuloplasties in children. *Surgical technique. Orthop Traumatol Surg Res*. 2010 Nov;96(7):793-9. DOI: 10.1016/j.otsr.2010.07.004.
- Czubak J, Kowalik K, Kawalec A, Kwiatkowska M. Dega pelvic osteotomy: indications, results and complications. *J Child Orthop*. 2018 Aug 1;12(4):342-348. DOI: 10.1302/1863-2548.12.180091.
- Esmailnejad-Ganji SM, Esmailnejad-Ganji SMR, Zamani M, Alitalishi H. A. Newly Modified Salter Osteotomy Technique for Treatment of Developmental Dysplasia of Hip That Is Associated with Decrease in Pressure on Femoral Head and Triradiate Cartilage. *Biomed Res Int*. 2019 Feb 6;2019:6021271. DOI: 10.1155/2019/6021271.
- Ezirmik N, Yildiz K. A Biomechanical Comparison between Salter Innominate Osteotomy and Pemberton Pericapsular Osteotomy. *Eurasian J Med*. 2012 Apr;44(1):40-2. DOI: 10.5152/eajm.2012.08.
- Ertürk C, Altay MA, İşikan UE. A radiological comparison of Salter and Pemberton osteotomies to improve acetabular deformations in developmental dysplasia of the hip. *J Pediatr Orthop B*. 2013 Nov;22(6):527-32. DOI: 10.1097/BPB.0b013e32836337cd.
- Thompson A, Bertocci G, Kaczor K, Smalley C, Pierce MC. Biomechanical investigation of the classic metaphyseal lesion using an immature porcine model. *AJR Am J Roentgenol*. 2015 May;204(5):W503-9. DOI: 10.2214/AJR.14.13267.
- Grudziak JS, Ward WT. Dega osteotomy for the treatment of congenital dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Jun;83(6):845-54. DOI: 10.2106/00004623-200106000-00005.
- Armiger RS, Armand M, Tallroth K, Lepistö J, Mears SC. Three-dimensional mechanical evaluation of joint contact pressure in 12 periacetabular osteotomy patients with 10-year follow-up. *Acta Orthop*. 2009 Apr;80(2):155-61. DOI: 10.3109/17453670902947390.
- Rab GT, DeNatale JS, Herrmann LR. Three-dimensional finite element analysis of Legg-Calve-Perthes disease. *J Pediatr Orthop*. 1982 Mar;2(1):39-44. DOI: 10.1097/01241398-198202010-00005.
- Shen M, Zhu F, Mao H, Fan H, Mone N, Sanghavi V et al. Finite element modelling of 10-year-old child pelvis and lower extremities with growth plates for pedestrian protection. *International Journal of Vehicle Safety*. 2015 Aug;8(3): 263. DOI: 10.1504/ijvs.2015.070788.
- Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD, Weiss JA. Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. *J Biomech Eng*. 2005 Jun;127(3):364-73. DOI: 10.1115/1.1894148.
- Zaharie DT, Phillips ATM. Pelvic Construct Prediction of Trabecular and Cortical Bone Structural Architecture. *J Biomech Eng*. 2018 Sep 1;140(9). DOI: 10.1115/1.4039894.
- Phillips AT, Pankaj P, Howie CR, Usmani AS, Simpson AH. Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Med Eng Phys*. 2007 Sep;29(7):739-48. DOI: 10.1016/j.medengphy.2006.08.010.
- Verbruggen SW, Nowlan NC. Ontogeny of the Human Pelvis. *Anat Rec (Hoboken)*. 2017 Apr;300(4):643-652. DOI: 10.1002/ar.23541.

22. Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone*. 2003 Oct;33(4):744-50. DOI: 10.1016/s8756-3282(03)00210-2.
23. Ma Z, Lan F, Chen J, Liu W. Finite element study of human pelvis model in sid impact for Chinese adult occupants. *Traffic Inj Prev*. 2015;16(4):409-17. DOI: 10.1080/15389588.2014.
24. Sun W, Starly B, Nam J, Darling A. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering. *Computer-Aided Design*. 2005 Sep;37(11):1097-1114. DOI: 10.1016/j.cad.2005.02.002.
25. Zaidi Q, Danisa OA, Cheng W. Measurement Techniques and Utility of Hounsfield Unit Values for Assessment of Bone Quality Prior to Spinal Instrumentation: A Review of Current Literature. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2019 Feb 15;44(4):E239-E244. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002813.
26. Hao Z, Wan C, Gao X, Ji T. The effect of boundary condition on the biomechanics of a human pelvic joint under an axial compressive load: a three-dimensional finite element model. *J Biomech Eng*. 2011 Oct;133(10):101006. DOI: 10.1115/1.4005223.
27. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*. 1977 Oct;59(7):954-62.
28. Gamble JG, Simmons SC, Freedman M. The symphysis pubis. Anatomic and pathologic considerations. *Clin Orthop Relat Res*. 1986 Feb;(203):261-72.
29. Chaudhry SR, Imonugo O, Chaudhry K. Anatomy, Abdomen and Pelvis, Ligaments. 2022 Jan 14. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan.
30. Gervais B, Vadean A, Brochu M, Raison M. Influence of the load modelling during gait on the stress distribution in a femoral implant. *Multibody System Dynamics*. 2018 Mar;44(1):93-105. DOI: 10.1007/s11044-018-9621-z.

## Universal Digital Model of a Child's Pelvis

Suvorov V.L.<sup>1</sup>, Filipchuk V.V.<sup>1</sup>, Melnyk M.V.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>SI "Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine", Kyiv

**Summary. Relevance.** Developmental dysplasia of the hip (DDH) is a common hip joint pathology in pediatric orthopedist's practice. Untreated DDH or residual acetabular dysplasia in walking patients usually requires surgery (pelvic osteotomy is one of the surgical options). During pelvic osteotomies, plastic changes take place in so-called 'hinge points'. These hinge points are described in the literature; however, there are some contradictions regarding the classical locations of these hinge points. **Objective:** to develop a digital pelvic model that can be used for various pelvic osteotomies modeling. **Materials and Methods.** Pelvic CT scans of a 6-year-old child were obtained, and a virtual model of pelvic bones was created. Pemberton pelvic osteotomy was simulated, material properties were assigned, and pelvic ligaments were added. Simulation of the Pemberton osteotomy was performed, and biomechanical changes during this intervention were assessed. **Results.** The digital pelvic model of a 6-year-old child was created, Pemberton pelvic osteotomy was simulated, and biomechanical changes during this surgery were evaluated. It was found that there is no single hinge point during this surgery (as believed previously); the main stress generation took place in triradiate cartilage anterior and posterior arms. Pelvic ligaments' role during Pemberton pelvic osteotomy was assessed (sacrospinous and sacrotuberous ligaments were the main constraints during the lower iliac fragment movement). Also, the possibility of simultaneous bilateral application of Pemberton pelvic osteotomy or its combination with other pelvic osteotomies in 6 years old patients was biomechanically justified. **Conclusions.** The development of a digital pelvic model with subsequent pelvic osteotomies modeling according to the method described in this article allows to evaluate biomechanical changes during these osteotomies.

**Key words:** developmental dysplasia of the hip; pelvic osteotomy; digital model; hinge point; biomechanics.