

УДК 616.718.16-001.5-089.843*АО/ASIF 62B1.3(048.3)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720223-439-44>

Математичне моделювання деформацій кульшової западини після переломів типу 62-B1.3 за класифікацією АО/ASIF та ендопротезування в комбінації з остеосинтезом

О. Є. Вирва, Д. Б. Ватаманиця, М. Ю. Карпінський, О. В. Яресько

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

Secondary degenerative disabling changes in the hip joint often develop in the long term after surgical treatment of hip fractures. A well-founded differential approach to the selection of endoprosthesis components and additional means of stabilizing bone fragments is necessary. Objective. To investigate changes in relative deformation values in a hip joint model with an acetabulum fracture of the 62-B1.3 type by AO/ASIF classification under the conditions of its endoprosthesis using various osteosynthesis options. Methods. A basic finite-element model of the pelvic girdle of a person with a fracture of the bottom of the cruciate ligament type 62-B1.3 (AO/ASIF) was developed, on which 7 variants of endoprosthesis of the left hip joint were modeled: without fracture (1); without osteosynthesis of fragments (2); fixation of a fragment of the acetabulum back wall with two screws (3), two screws and a bone plate (4), two screws and a bone plate with a Jumbo cup implantation (5); 5 case, long screw in the front column (6); option 5, long screws in the front and rear columns (7). Results. When using a large-sized Jumbo cup, the relative deformations of the bone regenerate in the center of the bottom of the KZ were reduced to 1.0 %, regardless of the osteosynthesis option. Around the free fragment of the short circuit, the largest relative deformations (3.0 %) were found in version 5 of the model. The use of long rods in the columns led to a decrease in the relative deformations of the bone regenerate around the free fragment of the KZ to 2.0 %. Conclusions. Mathematical models proved that an increase in the number of osteosynthesis tools under the conditions of the total hip endoprosthesis replacement, 62-B1.3 (AO/ASIF) type KZ fracture leads to a decrease in the relative deformations of the bone regenerate along the entire fracture line. The use of a large-sized Jumbo cup makes it possible to reduce the level of relative deformations of the bone regenerate in the central part of the KZ. Key words. Mathematical modeling, acetabulum, fracture, endoprosthesis, osteosynthesis, deformation.

Після хірургічного лікування переломів кульшової западини (КЗ) у віддаленому періоді часто розвиваються вторинні дегенеративні інвалідизуючі зміни в кульшовому суглобі. Необхідний обґрунтований диференційний підхід до вибору компонентів ендопротеза та додаткових засобів стабілізації кісткових фрагментів. Мета. Дослідити зміни величин відносних деформацій у моделі кульшового суглоба з переломом КЗ типу 62-B1.3 за класифікацією АО/ASIF за умов його ендопротезування з використанням різних варіантів остеосинтезу. Методи. Розроблена базова скінченно-елементна модель тазового поясу людини з переломом дна КЗ типу 62-B1.3 (АО/ASIF), на якій моделювали 7 варіантів ендопротезування лівого кульшового суглоба: без перелому (1); без остеосинтезу відламків (2); фіксація фрагмента задньої стінки КЗ двома гвинтами (3), двома гвинтами та накістковою пластиною (4), двома гвинтами та накістковою пластиною зі встановленням чашки Jumbo cup (5); 5 випадок, довгий гвинт у передній колонні (6); варіант 5, довгі гвинти в передній і задній колоннах (7). Вивчали величину відносних деформацій кісткового регенерату в зоні перелому. Результати. За використання чашки великого розміру Jumbo cup зменшувалися відносні деформації кісткового регенерату в центрі дна КЗ до 1,0 % незалежно від варіанта остеосинтезу. Навколо вільного фрагмента КЗ найбільші відносні деформації (3,0 %) виявлено у варіанті 5 моделі. Застосування довгих стрижнів у колоннах привело до зниження величини відносних деформацій кісткового регенерату навколо вільного фрагмента КЗ до 2,0 %. Висновки. На математичних моделях доведено, що збільшення кількості засобів остеосинтезу за умов ендопротезування кульшового суглоба з переломом КЗ типу 62-B1.3 (АО/ASIF) приводить до зменшення величини відносних деформацій кісткового регенерату вздовж всієї лінії зламу. Використання чашки великого розміру Jumbo cup дає можливість знизити рівень відносних деформацій кісткового регенерату в центральній частині КЗ.

Ключові слова. Математичне моделювання, кульшова западина, перелом, ендопротезування, остеосинтез, деформація

Вступ

Лікування переломів кульшової западини у віддаленому післяопераційному періоді в більшості випадків закінчується розвитком вторинних дегенеративних, інвалідизуючих змін кульшового суглоба [1].

Переломи кульшової западини типу В супроводжуються зсувом дистального фрагмента в медіальний бік, клубова кістка, що утворює верхню та частково задню стінку кульшової западини, у разі інтактного крижово-клубовому з'єднання, зміщується несуттєво. Нестабільність фрагментів, що виникає під час навантаження, унеможливає *press-fit* фіксацію ацетабулярного компонента ендопротеза, на наш погляд, нівелюється за стабілізації задньої колонни кульшової западини пластиною або довгим гвинтом. Стабілізація передньої колонни поліаксіально проведеними гвинтами, через чашку, підвищує міцність фіксації останньої.

Первинне ендопротезування за наявності перелому кульшової западини є складним і нетривіальним, потребує використання додаткових способів та засобів остеосинтезу для стабільного встановлення ацетабулярного компонента, а також чашки *Jumbo cup*. Сучасні публікації характеризують *Jumbo cup* як ацетабулярний компонент ендопротеза кульшового суглоба із діаметром 66 мм чи більше для чоловіків і 62 мм для жінок [2]. За альтернативним визначенням, її розмір визначається індивідуальними анатомічними параметрами, й утворюється шляхом додавання 10 мм до рентгенологічно встановленого діаметра протилежної кульшової западини [3].

За імплантації ацетабулярного компонента збільшеного розміру, потрібне ширше оброблення кульшової западини, із формуванням нативного кісткового ложа збільшеної площі, що, у свою чергу, утворює надійнішу опору для фіксації чашки,

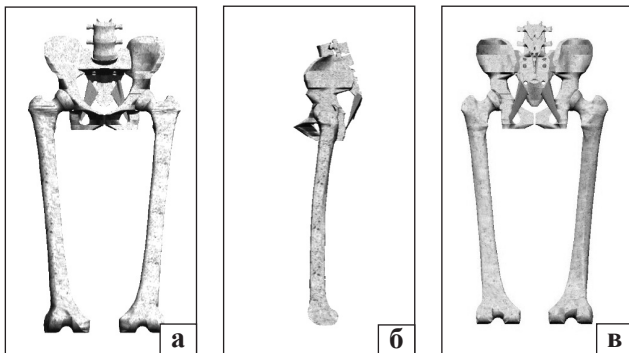


Рис. 1. Базова скінченно-елементна модель: вигляд спереду (а), у сагітальній площині (б), ззаду (в)

за допустимої проксималізації центра ротації суглоба. Установлення *Jumbo cup* здійснюється за допомогою стандартної техніки й інструментарію, не потребує додаткових аугментів чи антипротрузійних кілець. Ці особливості фіксації чашки реалізовані під час ревізійної хірургії кульшового суглоба. Застосування *Jumbo cup* є однією з найпоширеніших методик, що вирішує проблему надійного встановлення ацетабулярного компонента, за наявності обширних дефектів кульшової западини Paprosky IIIa–IIIb. У своїх судженнях ми проводимо аналогію між дефектами кульшової западини нетравматичного генезу і переломами та припускаємо доцільність використання *Jumbo cup*. Але оптимальний вибір компонентів ендопротеза та засобів остеосинтезу має всі можливості попередити подібні ускладнення, відновити активність пацієнтів та отримати позитивні соціально економічні наслідки, а також, значно нівелює необхідність проведення складних, травматичних, етапних хірургічних втручань із непередбачуваними функціональними наслідками у подальшому.

Диференційний підхід до вибору компонентів ендопротеза та додаткових засобів стабілізації кісткових фрагментів, повинен здійснюватися не емпірично, а на основі науково обґрунтованих теоретичних засад [4].

Мета. Дослідити зміни величин відносних деформацій в моделі кульшового суглоба з переломом кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF у разі його ендопротезування з використанням різних варіантів остеосинтезу.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки «ДУ Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» розроблено базову скінченно-елементну модель тазового поясу людини зі стегновими кістками [7]. Зовнішній вигляд моделі наведено на рис. 1.

На базовій моделі моделювали перелом дна кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF. Моделювання виконували шляхом встановлення на лінії перелому прошарків із механічними властивостями кісткового регенерату (рис.2).

Також будували 7 варіантів ендопротезування лівого кульшового суглоба за такому типу перелому кульшової западини:

- 1 — без перелому (контроль);
- 2 — без засобів остеосинтезу відламків;

– 3 — із фіксацією фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами;

– 4 — із фіксацією фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною.

– 5 — використовуючи чашку Jumbo cup і фіксуєчи фрагменти задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною;

– 6 — застосовуючи чашку Jumbo cup і фіксуєчи фрагменти задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною, довгий гвинт у передній колонні;

– 7 — встановлення чашки Jumbo cup, фіксація фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами, довгі гвинти в передній та задній колоннах.

Відмінності у додаткових способах фіксації кісткових фрагментів, як і різниця у розмірі ацетабулярних компонентів та кількості гвинтів, що їх

фіксують, наочно демонструють прямо пропорційне зменшення деформацій у суглобі зі збільшенням кількості фіксуючих елементів. Цей аналіз та усвідомлення ятрогенної травматизації, дозволяють нам виділити, із поміж усіх теоретично можливих, саме ті комбінації остеосинтезу з ендопротезуванням, які найбільш доцільно використовувати на практиці.

На рис. 3 наведено варіанти встановлення стандартної чашки ендопротеза кульшового суглоба й елементів остеосинтезу кульшової западини.

На рис. 4 подано варіанти використання ендопротеза кульшового суглоба з чашкою великого розміру Jumbo cup та елементами остеосинтезу кульшової западини.

У нашому дослідженні матеріал розглядали як однорідний та ізотропний. За кінцевий елемент, обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією.

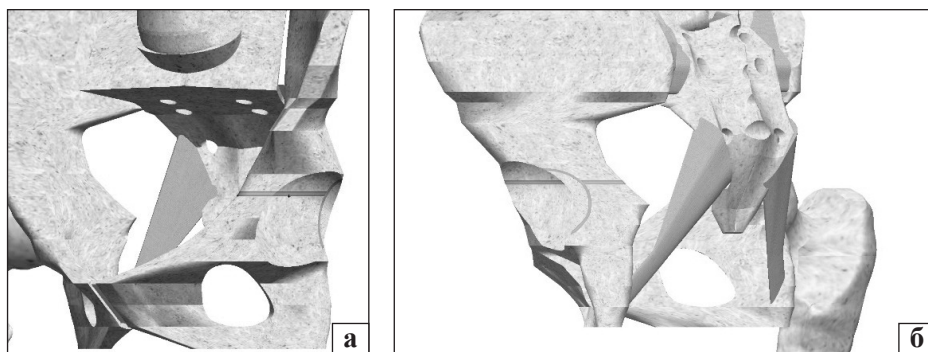


Рис. 2. Модель перелому кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF: вигляд спереду (а) та ззаду (б)

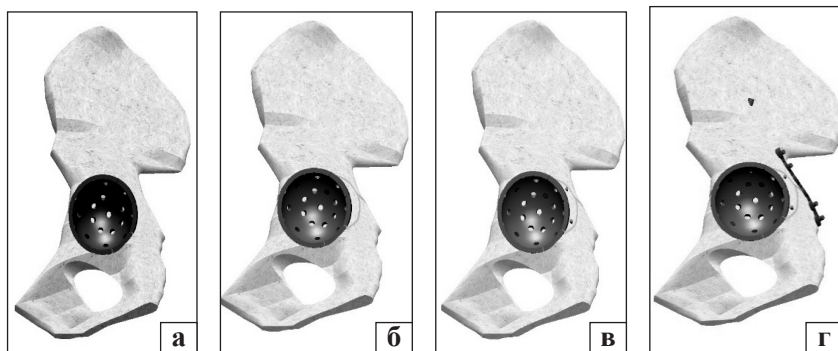


Рис. 3. Варіанти встановлення стандартної чашки ендопротеза кульшового суглоба: а) ендопротезування без перелому (варіант 1); б) чашка без елементів остеосинтезу (варіант 2); в) остеосинтез фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами (варіант 3); г) остеосинтез фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною (варіант 4)

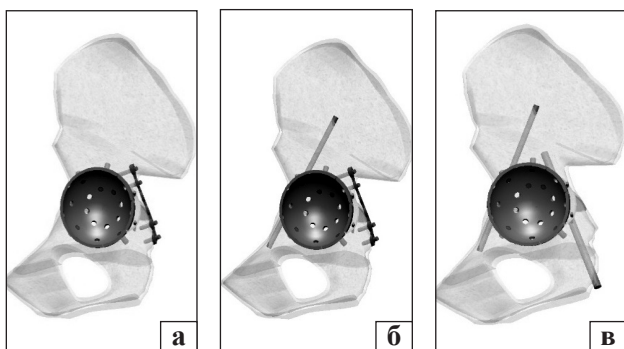


Рис. 4. Варіанти встановлення ендопротеза кульшового суглоба з Jumbo cup, остеосинтез, фіксація фрагмента задньої стінки кульшової западини: а) двома гвинтами та накістковою пластиною (варіант 5); б) двома гвинтами та накістковою пластиною, довгий гвинт — у передній колонні (варіант 6); в) двома гвинтами, довгі гвинти в передній і задній колоннах (варіант 7)

Для всіх матеріалів, з яких склалися моделі, визначено відповідні механічні властивості — модуль пружності Юнга, коефіцієнт Пуассона (табл. 1). Механічні властивості біологічних тканин було обрано згідно з літературою [6–9], металоконструкцій — відповідно до технічної літератури [10].

У процесі дослідження моделювали одноопорне стояння на лівій кінцівці. Для цього зразки навантажували вертикальною розподіленою силою величиною 540 Н, що відповідає середній вазі людини без урахування ваги опорної кінцівки. Між великим вертлюгом лівої стегнової кістки та крилом здухвинної кістки імітували дію привідних м'язів стегна, шляхом введення відповідних сил: *m. gluteusmedius* (середній сідничний м'яз) — 1 150 Н та *m. gluteus minimus* (малий сідничний м'яз) — 50 Н [11, 12]. У ділянці колінного суглоба на рівні виростків лівої стегнової кістки всі моделі мали жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на рис. 5.

Для порівняння змін напружено-деформованого стану різних варіантів моделей вивчали величину відносних деформацій кісткового регенерату в зоні перелому, який є найбільш спровокованим для деформації елементом через найнижчу величину модуля пружності.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу скінчених

елементів. Як критерій оцінювання напруженого стану моделей використано величину відносної деформації [10].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей здійснювали використовуючи програмний комплекс CosmosM [13].

Результати та їх обговорення

На першому етапі роботи вивчали відносні деформації кісткового регенерату в моделях зі стандартною чашкою. Картину розподілу деформацій в моделях наведено на рис. 6.

Визначено, що під час ендпротезування кульшового суглоба з переломом дна кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF із використанням стандартної чашки ендпротеза найбільші відносні деформації кісткового регенерату відбулися в моделі без додаткових засобів остеосинтезу. Отже величина відносної деформації регенерату навколо вільного фрагмента сягала позначки 5,0 %, на дні кульшової западини — 3,0 %.

Відтворення на моделі використання засобів остеосинтезу дозволило знизити деформації кісткового регенерату на всій лінії перелому. Зокрема, фіксація вільного фрагмента кульшової западини уможливила зниження величини відносної деформації кісткового регенерату навколо нього до 3,0 %, а в центрі кульшової западини — до 2,0 %.

Додаткове встановлення накісткової пластини призвело до ще більшого зниження показників відносної деформації кісткового регенерату, як навколо вільного фрагмента — до 2,0 %, так і в центрі кульшової западини — до 1,5 %.

Нами розглянуто, як змінюються відносні деформації кісткового регенерату в моделі з переломом кульшової западини після використання ендпротезів із чашкою Jumbo cup. На рис. 7 наведено картину розподілу відносних деформацій кісткового регенерату в моделях.

Результати проведеного моделювання дозволяють стверджувати, що використання чашки великого розміру Jumbo cup приводить до зменшення відносних деформацій кісткового регенерату в центрі дна кульшової западини до 1,0 %, незалежно від варіанта остеосинтезу. Навколо вільного фрагмента кульшової западини найбільші відносні деформації на рівні 3,0 % виявлено в моделі з остеосинтезом за варіанта 5: фіксація фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною.

Таблиця 1

Механічні характеристики використаних для моделювання матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кіркова кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,05	0,49
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Титан BT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,20

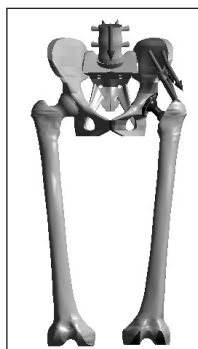


Рис. 5. Схема навантаження моделей

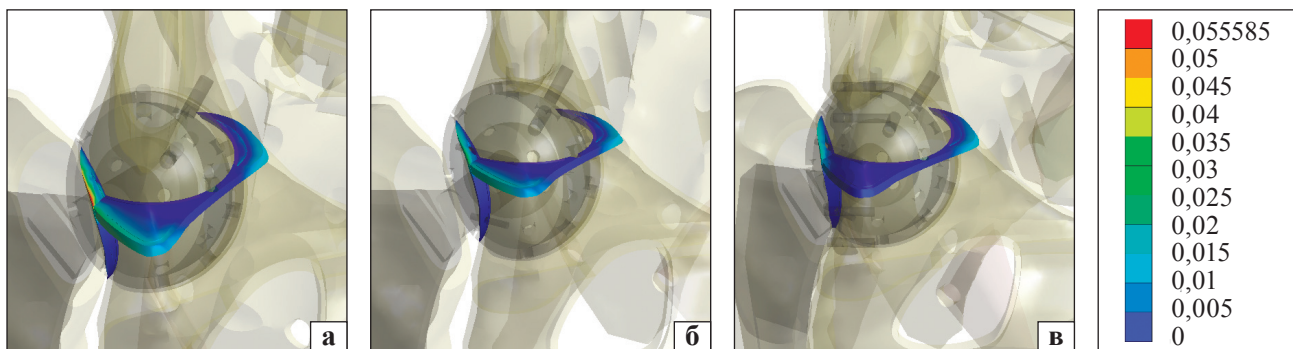


Рис. 6. Розподіл відносних деформацій кісткового регенерату в моделях зі стандартною чашкою: а) без остеосинтезу (варіант 2); б) остеосинтез фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами (варіант 3); в) остеосинтез фрагмента задньої стінки кульшової западини двома гвинтами та накістковою пластиною (варіант 4)

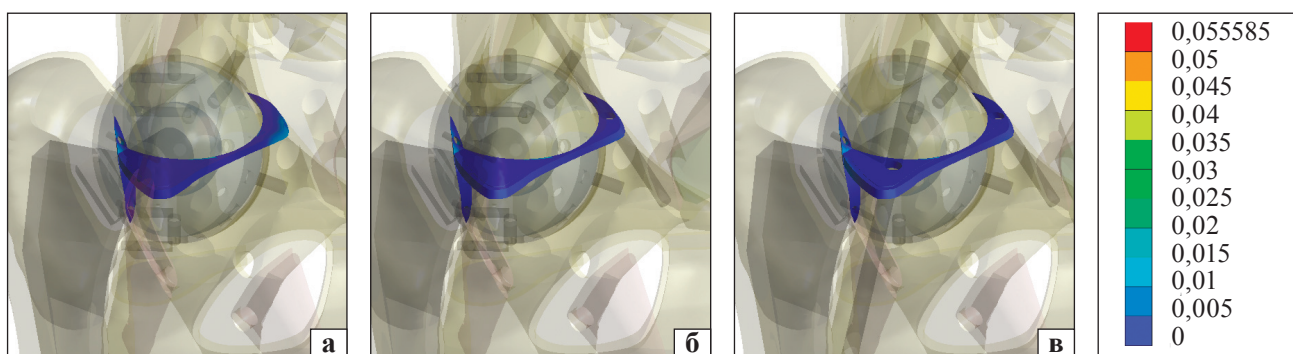


Рис. 7. Розподіл відносних деформацій кісткового регенерату в моделях із переломом кульшової западини в разі використання ендпротезів із чашкою Jumbo cup; остеосинтез із фіксацією фрагмента задньої стінки кульшової западини: а) двома гвинтами та накістковою пластиною (варіант 5); б) двома гвинтами та накістковою пластиною, довгий гвинт у передній колонні (варіант 6); в) двома гвинтами, довгі гвинти в передній і задній колоннах (варіант 7)

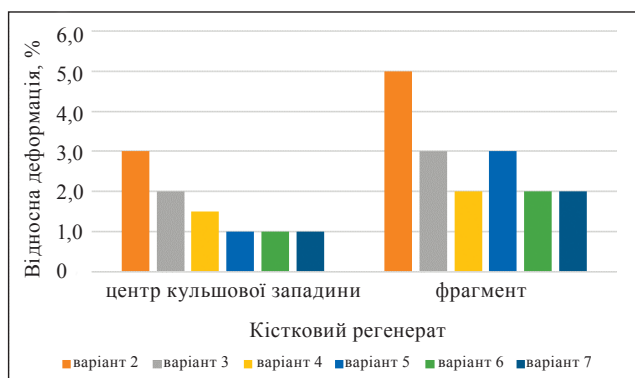


Рис. 8. Діаграма величин відносних деформацій кісткового регенерату в моделях кульшового суглоба в разі його ендпротезування за умови перелому кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF

Таблиця 2
Величини відносних деформацій кісткового регенерату в моделях кульшового суглоба з переломом кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF за умов ендпротезування

Остеосинтез		Відносна деформація, %	
чашка	остесинтез	центр кульшової западини	фрагмент
стандартна	варіант 2	3,0	5,0
	варіант 3	2,0	3,0
	варіант 4	1,5	2,0
Jumbo cup	варіант 5	1,0	3,0
	варіант 6	1,0	2,0
	варіант 7	1,0	2,0

Використання довгих стрижнів у задній або в задній та передній колоннах дало змогу знизити величини відносних деформацій кісткового регенерату навколо вільного фрагмента кульшової западини до 2,0 %.

Показники величин відносних деформацій кісткового регенерату в моделях кульшового суглоба під час його ендпротезування в умовах перелому дна кульшової западини наведено в табл. 2.

Для наочного порівняння величин відносних деформацій в контрольних точках на кісткових елементах моделей кульшового суглоба в разі його ендпротезування за умов перелому кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF побудовано діаграму, наведено на рис. 8.

Доведено, що додавання остеосинтезу, а також використання чашки збільшеного діаметра

дає змогу знизити рівень відносних деформацій кісткового регенерату вздовж всієї лінії перелому. Більшим чином це стосується центральної частини дна кульшової западини, меншим — вільного фрагмента. Це можна пояснити тим, що додаткові засоби остеосинтезу, застосовувані разом із чашкою Jumbo cup, спрямовані на підвищення міцності передньої та задньої опорних колонн таза, а не на фіксацію вільного фрагмента.

Висновки

На математичних моделях доведено, що збільшення кількості засобів остеосинтезу за умов ендопротезування кульшового суглоба з переломом кульшової западини типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF призводить до зменшення величини відносних деформацій кісткового регенерату вздовж всієї лінії зламу.

Використання чашки великого розміру Jumbo cup дає можливість знизити рівень відносних деформацій кісткового регенерату в центральній частині кульшової западини, але навколо вільного фрагмента він не відрізняється від моделей зі стандартною чашкою.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

- Zhigun A. I. Consequences of hip fractures: prediction, diagnosis, treatment (clinical-experimental study) [Naslidky perelomiv kul'shovykh zapadyny: prohnozuvannya, diahnostyka, likuvannya (kliniko-eksperymental'ne doslidzhennya)] : thesis ... dr. med. science / A. I. Zhigun. — Kharkiv, 2010. — 307 p. (in Ukrainian)
- Epidemiology of pelvic and acetabular fractures in France / E. Melhem, G. Riouallon, K. Habboubi [et al.] // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2020. — Vol. 106 (5). — P. 831–839. — DOI: 10.1016/j.otsr.2019.11.019.
- Outcomes of total hip arthroplasty after acetabular open reduction and internal fixation in the elderly-acute vs delayed total hip arthroplasty / G. M. Nicol, E. B. Sanders, P. R. Kim [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2021. — Vol. 36 (2). — P. 605–611. — DOI: 10.1016/j.arth.2020.08.022.
- Vyrva O. Ye. Acetabulum fractures. Analysis of treatment results / O. Ye. Vyrva, D. B. Vatamanitsa // *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. — 2022. — No. 1–2. — P. 79–86. — DOI: 10.15674/0030-598720221-279-86.
- Investigation of the effect of porous titanium cups on stress distribution in bone tissue (mathematical modeling) [Doslidzhennya vplyvu chashok endoproteziv kul'shovykh suhlobiv iz porystoho tytanu na rozpodil napruzhen' u kistkoviy tkanyni (matematychno modelyuvannya)] / S. Ye. Bondarenko, S. A. Denisenko, M. Yu. Karpinsky, O. V. Yaresko // *Trauma (Ukraine)*. — 2021. — Vol. 22 (3). — P. 28–37. — DOI: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320. (in Ukrainian)
- Berezovsky V. A. Biophysical characteristics of human tissues: Handbook / V. A. Berezovsky, N. N. Kolotilov. — Kyiv: Naukova dumka, 1990. — 224 p. (in russian)
- Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1 [Matematychno modelyuvannya variantiv osteosyntezy perelomiv dystal'noho metaepifiza velykohomilkovoyi kistky typu S1] / V. L. Vasyuk, O. A. Koval, M. Yu. Karpinsky, O. V. Yaresko // *Trauma (Ukraine)*. — 2019. — Vol. 20 (1). — P. 37–46. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666. (in Ukrainian)
- Mathematical modeling of the influence of the deformation of the lower leg bones on the load on the joints of the lower limb [Matematychno modelyuvannya vplyvu deformatsiyi kistok homilky na navantzhennya suhlobiv nyzhn'oyi kintsivky] / M. O. Korzh, K. K. Romanenko, D. V. Prozorovsky [et al.] // *Trauma (Ukraine)*. — 2016. — Vol. 17 (3). — P. 23–24.
- Gere J. M. *Mechanics of Material* / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — 1997. — P. 912.
- Zenkevich O. K. *Finite element method in engineering* / O. K. Zenkevich. — Moscow : Mir, 1978. — 519 p. (in russian)
- A mathematical model of the pelvis for calculation of its stress-strain state / O. Tyazhelov, V. Filipenko, O. Yaresko, S. Bondarenko // *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. — 2015. — No. 1. — P. 25–33. — DOI: 10.15674/0030-59872015125-33. (in russian)
- Modeling the work of pelvic girdle muscles after hip replacement in different size of global femoral offset / O. A. Tyazhelov, M. Yu. Karpinsky, E. D. Karpinskaya [et al.] // *Trauma (Ukraine)*. — 2017. — Vol. 18 (6). — P. 133–140. — DOI: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191 (in russian)
- Alyamovsky A. A. *SolidWorks/COSMOSWorks. Engineering analysis by the finite element method* / A. A. Alyamovsky. — Moscow : DMK Press, 2004. — 432 p. (in russian)

Стаття надійшла до редакції 28.10.2022

MATHEMATICAL MODELING OF THE ACETABULUM FRACTURE (TYPE 62-B1.3 BY AO/ASIF) DEFORMITIES AND HIP ENDOPROSTHETICS IN COMBINATION WITH OSTEOSYNTHESIS

O. Ye. Vyrva, D. B. Vatamanitsa, M. Yu. Karpinsky, O. V. Yaresko

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Oleg Vyrva, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: dr.olegvyrva@gmail.com

✉ Dmytro Vatamanitsa, MD: dmitryvatamanica@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com