

## ОРТОПЕДІЯ І ТРАВМАТОЛОГІЯ

<https://doi.org/10.35339/msz.2020.88.03.08>  
УДК 616.718.19-001.5-089.227.84:519.673

*А.Г. Істомін, С.І. Ковальов\*, В.Б. Журавльов, Д.А. Істомін, О.В. Ярьсько*

*Харківський національний медичний університет, Україна  
\*КНП «Міська клінічна багатoproфільна лікарня № 17»  
Харківської міської ради, м. Харків, Україна*

### НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН СИСТЕМИ «АПАРАТ ЗОВНІШНЬОЇ ФІКСАЦІЇ – ТАЗ» ПРИ ЗАСТОСУВАННІ СТРИЖНІВ ІЗ РІЗНИМ НАПРЯМОМ НАРІЗІ

Апарати зовнішньої фіксації знайшли широке застосування при лікуванні переломів таза, але не завжди міцність з'єднання стрижнів і кістки дозволяє здійснити ранню реабілітацію пацієнтів. Подано математичне обґрунтування зовнішнього остеосинтезу таза із застосуванням стрижнів із різноспрямованою нарізкою на підставі аналізу напружено-деформованого стану системи «апарат зовнішньої фіксації – таз». Доведено, що при одноопорному стоянні у стрижнях апарата зовнішньої фіксації з однаковою різьбою виникають крутні моменти, спрямовані в різні боки: праворуч – спрямований за годинниковою стрілкою (вкручування), ліворуч – проти годинникової стрілки (викручування). Зміна напрямку різьби на стрижні апарата зовнішньої фіксації не приводить до перерозподілу напружено-деформованого стану системи «апарат зовнішньої фіксації – таз» і зміни значень моментів, але напрямки дії моментів сил для лівого стрижня будуть відповідати вкручуванню як при лівобічному одноопорному стоянні, так і при правобічному.  
**Ключові слова:** таз, напружено-деформований стан, зовнішня фіксація.

#### Вступ

Результати медичної реабілітації хворих із наслідками нестабільних травм таза залежать від багатьох чинників, серед котрих особливе значення має міцність фіксації фрагментів, що визначає можливість раннього відновлення статико-динамічної функції пояса нижніх кінцівок.

Стрижневі апарати зовнішньої фіксації (АЗФ) знайшли широке застосування при лікуванні свіжих нестабільних травм таза і їхніх наслідків, проте їхні міцнісні властивості не завжди дозволяють реалізувати сучасні тенденції медичної реабілітації, які передбачають ранню вертикалізацію пацієнтів і використання постійного пасивного руху в тазостегнових

суглобах із застосуванням електромеханічних шин. Це пояснюється тим, що в пацієнтів із нестабільними травмами таза, котрим було виконано зовнішній остеосинтез стрижневим апаратом, і осьові навантаження, і багаторазово повторювані цикли згинання й розгинання стегна знижують міцність фіксації стрижнів у клубовій кістці.

Для покращання міцнісних характеристик системи «апарат зовнішньої фіксації – таз» проводили експериментальне дослідження і математичне моделювання з використанням методу скінченних елементів [1–4]. Останнім часом оцінювання напружено-деформованого стану (НДС) біомеханічних систем із застосуванням методу скінченних елементів набу-

ло широкого поширення [5–8], при цьому відмічається перспективність цього методу при моделюванні як внутрішньої фіксації таза, так і зовнішньої [9–11].

**Метою** даного дослідження є математичне обґрунтування зовнішнього остеосинтезу таза із застосуванням стрижнів із різноспрямованою нарізкою на підставі аналізу напружено-деформованого стану системи «апарат зовнішньої фіксації – таз».

#### Матеріал і методи

Скінченно-елементну математичну модель таза будували на основі томографічних зрізів таза, що були проведені через 0,5–1,0 см для нерегулярних зон. Було побудовано два варіанти розрахункової моделі (рис. 1). Перший варіант – інтактна модель, другий – модель із

ки проводили у програмі ANSYS, аналізували розподіл НДС, напруження Мізеса та переміщення моделі.

У дослідженнях враховували різні види біологічних тканин: кортикальну і губчасту кістки, хрящову тканину та зв'язки. У даному дослідженні матеріал вважали однорідним і ізотропним, використовували числові дані, які найбільш часто зустрічаються в літературі [12–14]. Механічні характеристики біологічних тканин зведені в *таблицю*.

Значення м'язових зусиль і кути їхнього застосування для таза взяті відповідно до даних, які наведені в роботі L. Modenese, A.T.M. Phillips, A.M.J. Bull [15]. Схему навантаження і закріплення моделі наведено на рис. 2.

Основним навантаженням є вага тіла, що

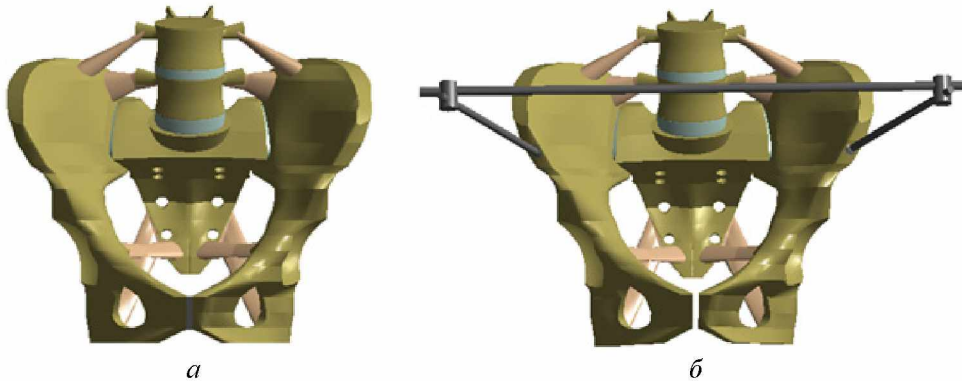


Рис. 1. Розрахункові моделі: *а* – інтактна модель; *б* – модель таза з пошкодженням типу В (АО), який фіксовано апаратом зовнішньої фіксації

#### Механічні характеристики біологічних тканин

Тканина	Е, МПа	$\nu$	Джерело
Кортикальна кістка	12 240	0,30	[12]
Губчаста кістка	380	0,30	[12]
Хрящ	5,58	0,45	[13]
Зв'язки	330	0,40	[14]

ротаційно-нестабільним пошкодженням таза типу В за класифікацією АО (розрив лобкового симфізу і крижово-клубових зв'язок із лівого боку), фіксована стрижневим АЗФ. Модель складається з 59 713 скінченних елементів (а саме, із десятивузлових ізопараметричних тетраедрів) і має 111 420 вузлів. Усі контактні пари елементів моделі, крім стрижнів АЗФ і тазової кістки, з'єднували за типом «bonded». Контактну пару між різьбовою частиною стрижнів і клубовою кісткою з'єднували за типом «frictional» із коефіцієнтом тертя метал–кістка 0,3. Для побудови геометричної моделі використовували програму SolidWorks. Розрахун-

дорівнює 700 Н. При одноопорному стоянні величина доданої сили становить 540 Н (без урахування ваги опорної кінцівки).

#### Результати та їх обговорення

Аналіз розрахунку НДС (рис. 3) показав, що найбільш напруженими елементами моделі є ділянка крижово-клубового суглоба з опорного боку. Рівень напруженого стану в цій ділянці сягає значення 11,5 МПа. У роботі S. Ding et al. [4] автори для інтактною моделі отримали максимальні значення при одноопорному стоянні в цій самій ділянці, що дорівнювали 28 МПа. Слід зазначити, що більш високі показники напруженого стану в зазначеній

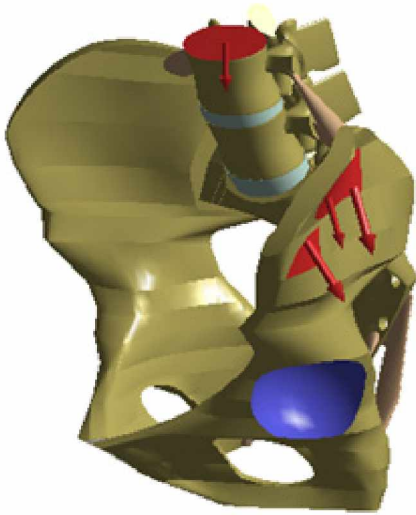


Рис. 2. Схема навантаження й закріплення моделі: червоним кольором подано прикладене навантаження і м'язові зусилля, синім – ділянка закріплення

роботі отримані внаслідок моделювання з більш високим навантаженням – 600 Н, а також використовувалися більш високі показники для модуля пружності матеріалів. У передній частині тазового кільця найбільш напруженими є ділянка верхньої гілки лобкової кістки з опорного боку – 4,7 МПа і передній край кульшової западини з неопорного боку – 3,7 МПа.

При опорі на ліву ногу переміщення кульшової кістки і крижово-клубового суглоба з неопорного боку становлять не більш ніж 0,4 мм (рис. 4).

За аналізу НДС інтактного таза показано таке.

1. Найбільш напруженими ділянками моделі є крижово-клубовий суглоб з опорного боку, гілки лобкової кістки з опорного боку та передня частина кульшової западини з неопорного боку, при цьому рівень напруженого стану не перевищує 11,5 МПа.

2. Правий (неопорний) бік таза незначно знижується (не більш ніж на 0,4 мм).

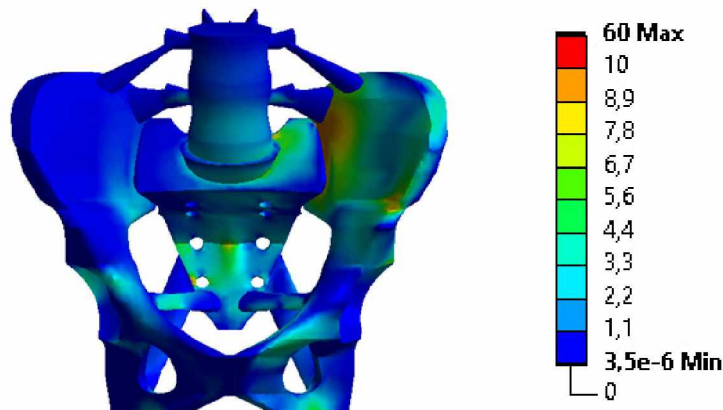


Рис. 3. Напруження Мізеса в інтактній моделі

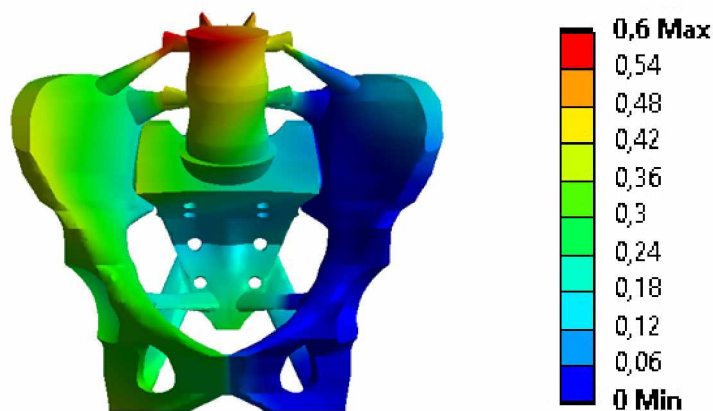


Рис. 4. Переміщення в інтактній моделі

3. Рівень напруженого стану в кістковій структурі не є критичним із точки зору міцності.

Наступним етапом роботи було дослідження НДС моделі таза з ротаційно-нестабільним пошкодженням таза типу В (АО), фіксованого стрижневим апаратом при одноопорному стоянні. Аналіз розрахунку показав, що найбільш напруженими елементами моделі є стрижні АЗФ (рис. 5). Рівень напруженого стану в них не перевищує 60 МПа. Для кісткових структур найбільш напруженими є ділянка крижово-клубового суглоба з опорного боку – 14,1 МПа (11,5 МПа для інтактної моделі) і ділянки вве-

опорного боку (рис. 6, а) на межі стрижень – кістка рівень напруженого стану змінюється в межах 9,5–11,9 МПа. Із неопорного боку розподіл напруженого стану нерівномірний, підвищений рівень спостерігається приблизно на чверті довжини різьбової частини стрижня і змінюється в межах 3,5–8,9 МПа (рис. 6, б).

Було порівняно деформовану й недеформовану моделі (рис. 7, сірий колір). При опорі на ліву ногу найбільші переміщення здійснює правий вузол кріплення стрижнів – 4,7 мм.

При такому переміщенні створюється обертальний момент сил навколо осей

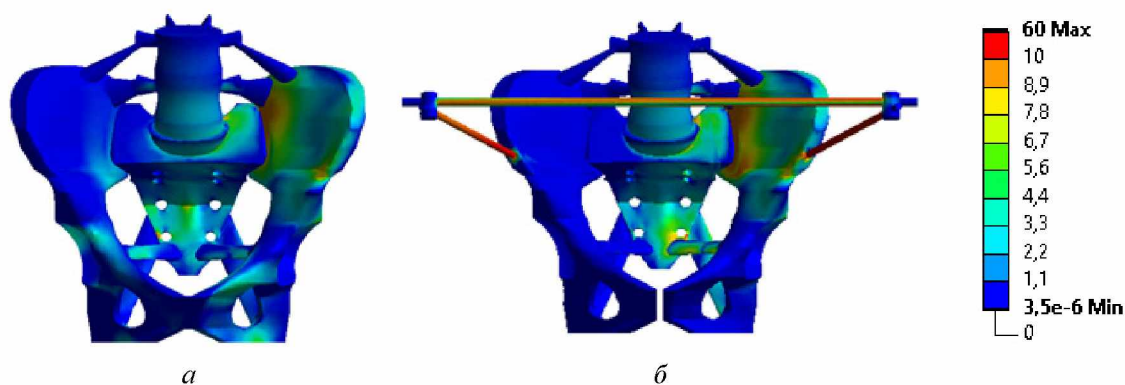


Рис. 5. Напруження Мізеса: а – в інтактній моделі; б – у моделі таза з пошкодженням типу В (АО), який фіксовано АЗФ

дення стрижнів у кістку, де максимальне значення напружень Мізеса для опорного боку дорівнює 11,9 МПа (5 МПа для інтактної моделі), а неопорної – 8,9 МПа (0,2 МПа для інтактної моделі).

Більш детально розподіл НДС уздовж проходження стрижнів АЗФ у кістці продемонстровано на рис. 6. Аналіз показав, що з опорного боку рівень напруженого стану у стрижні вище і напружений стан розподілений рівномірно по всій довжині різьбової частини. Для

стрижнів АЗФ, який діє на лівий стрижень і спрямований проти годинникової стрілки, якщо дивитися спереду (рис. 8). Із розрахунку отримуємо величину моменту у вузлі кріплення поперечної балки і лівого стрижня, яка дорівнює 4,1 Н·м. Величина моменту у правому стрижні в перерізі вузла перетину з поперечною балкою менше і становить 0,02 Н·м. Напрямок дії моменту відповідає повороту за годинниковою стрілкою (якщо дивитися спереду). При зміні опори на праву ногу отримує-

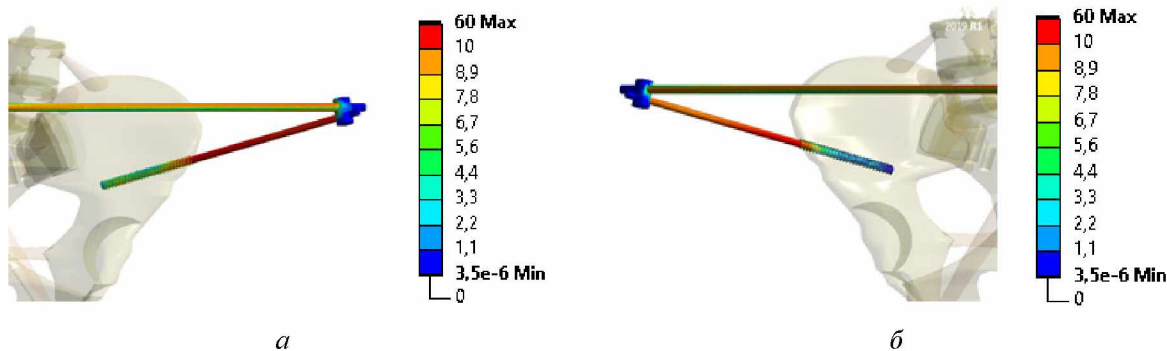


Рис. 6. Напруження Мізеса в перерізі: а – лівий стрижень; б – правий стрижень

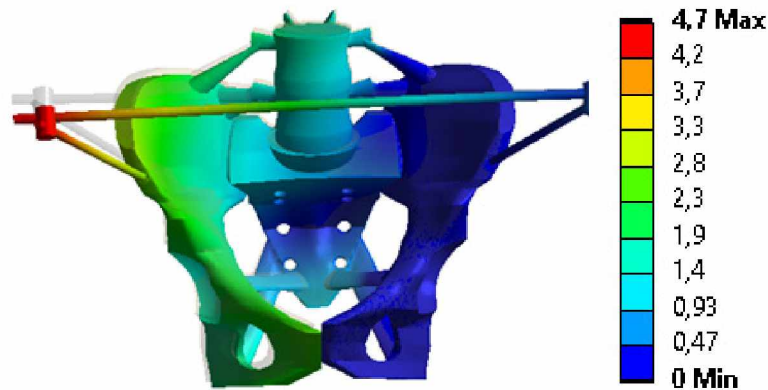


Рис. 7. Переміщення моделі (масштаб деформації збільшений у 2,5 разу для наочності)

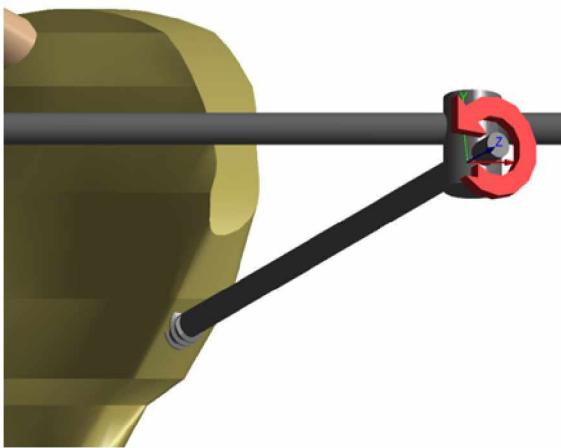


Рис. 8. Напрямок моменту в перерізі лівого стрижня апарату зовнішньої фіксації

мо симетричну картину розподілу НДС, а напрямки моментів у вузлах кріплення стрижнів зберігається (за годинниковою стрілкою для правого гвинта і проти – для лівого).

За аналізу НДС моделі таза з пошкодженням типу В (АО), який фіксовано АЗФ, установлено таке.

1. Найбільш напруженими елементами моделі є стрижні АЗФ, показники напружень у стрижні з опорного боку таза значущі.

2. Правий (неопорний) бік таза незначно знижується, створюючи момент сил, який діє на лівий стрижень проти годинникової стрілки і спричинює його викручування з тазової кістки (за умов наявності на ньому правобічної нарізі).

3. Рівень напруженого стану в тазовій кістці не є критичним із точки зору її міцності.

### Список літератури

1. Mechanical testing of a device for subcutaneous internal anterior pelvic ring fixation versus external pelvic ring fixation / G. Osterhoff, S. Tiziani, S. J. Ferguson [et al.] // BMC Musculoskeletal Disorders. – 2014. – Vol. 15. – Article 111.

Порівняльний аналіз розрахунків НДС показав, що при одноопорному стоянні у стрижнях АЗФ виникають крутні моменти, спрямовані в різні боки. Для правого стрижня при одноопорному стоянні як на лівій нозі, так і на правій створюється момент сил, який спрямований за годинниковою стрілкою і сприяє викручуванню (зміцненню фіксації) стрижня. Для лівого стрижня створюється момент сил, який спрямований проти годинникової стрілки, що спричинює його викручування і дестабілізацію АЗФ, при одноопорному стоянні як на лівій нозі, так і на правій.

### Висновки

Для підвищення стабільності й надійності фіксації таза апаратом зовнішньої фіксації, на нашу думку, доречно застосовувати стрижні з різним напрямком нарізі – лівобічна нарізь для лівого стрижня та правобічна нарізь для правого стрижня, що має знизити ризик «розхитування» апарату зовнішньої фіксації в кістці, оскільки «поведінка» лівого стрижня буде аналогічна «поведінці» правого. Зміна напрямку нарізі не супроводжується перерозподілом напружено-деформованого стану системи «апарат зовнішньої фіксації – таз» та зміною величини моментів сил у вузлах кріплення стрижнів, проте напрямки дії моментів сил для лівого стрижня будуть відповідати напрямку його викручування як при лівобічному одноопорному положенні, так і при правобічному, наприклад при ходьбі.

2. Biomechanical analysis of the fixation systems for anterior column and posterior hemi-transverse acetabular fractures / J. Lei, P. Dong, Z. Li [et al.] // *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. – 2017. – Vol. 51, issue 3. – P. 248–253.
3. Zienkiewicz O. C. The finite element method for solid and structural mechanics / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor. – [6<sup>th</sup> ed.]. – Butterworth-Heinemann, 2005. – 736 p.
4. Lee C. H. Biomechanical study of different fixation techniques for the treatment of sacroiliac joint injuries using finite element analyses and biomechanical tests / C. H. Lee, C. C. Hsu, P. Y. Huang // *Comput. Biol. Med.* – 2017. – Vol. 87. – P. 250–257.
5. Modified pedicle screw-rod versus anterior subcutaneous internal pelvic fixation for unstable pelvic anterior ring fracture: A retrospective study and finite element analysis [Preprinted] / S. Ding, F. Chen, J. Huang [et al.] // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. – 2020. – DOI : 10.21203/rs.3.rs-16488/v1.
6. Biomechanical analysis of different surgical strategies for the treatment of rotationally unstable pelvic fracture using finite element method / Shu-Yu Jhou, Kao-Shang Shih, Po-Sheng Huang [et al.] // *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. – 2019. – Vol. 19, № 1. – Article 1940015.
7. Stability evaluation of anterior external fixation in patient with unstable pelvic ring fracture: a finite element analysis / L. Li, J. Lu, L. Yang [et al.] // *Ann. Transl. Med.* – 2019. – Vol. 7, № 14. – Article 303.
8. Parallel analysis of finite element model controlled trial and retrospective case control study on percutaneous internal fixation for vertical sacral fractures / H. Chen, L. Wu, R. Zheng [et al.] // *BMC Musculoskeletal Disorders*. – 2013. – Vol. 14. – Article 217.
9. Biomechanics of anterior ring internal fixation combined with sacroiliac screw fixation for tile C3 pelvic fractures / L. Liu, S. Fan, Y. Chen [et al.] // *Med. Sci. Monit.* – 2020. – Vol. 26. – e915886.
10. Anterior supra-acetabular external fixation for tile C1 pelvic fractures: a digital anatomical study and a finite element analysis / T. Shan, L. Anlin, Y. Mingming [et al.] // *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* – 2020. – DOI : 10.1007/s00068-020-01517-8. – Online ahead of print.
11. Development of a patient-specific finite element model for predicting implant failure in pelvic ring fracture fixation / V. Shim, A. Gather, A. Hoch [et al.] // *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. – Vol. 2017. – Article ID 9403821.
12. Bone mechanics handbook / [ed. by Stephen C. Cowin]. – [2<sup>nd</sup> ed.]. – CRC Press Reference, 2001. – 980 p.
13. Mechanical characterization of femoral cartilage under unicompartimental osteoarthritis / A. Vidal-Lesso, E. Ledesma-Orozco, L. Daza-Benitez, R. Lesso-Arroyo // *Ingenieria Mecanica Tecnologia Y Desarrollo*. – 2014. – Vol. 4, № 6. – P. 239–246.
14. Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair / S. L. Woo, S. D. Abramowitch, R. Kilger, R. Liang // *Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 39, issue 1. – P. 1–20.
15. Modenese L. An open source lower limb model: Hip joint validation / L. Modenese, A. T. M. Phillips, A. M. J. Bull // *J. Biomech.* – 2011. – Vol. 44, issue 12. – P. 2185–2193.

## References

1. Osterhoff G., Tiziani S., Ferguson S.J., Spreiter G., Scheyerer M.J., Spinass G.-L. et al. (2014). Mechanical testing of a device for subcutaneous internal anterior pelvic ring fixation versus external pelvic ring fixation. *BMC Musculoskeletal Disorders*, Vol. 15, article 111. DOI: 10.1186/1471-2474-15-111, PMID: 24684828, PMCID: PMC3994226.
2. Lei J., Dong P., Li Z., Zhu F., Wang Z., Cai X. (2017). Biomechanical analysis of the fixation systems for anterior column and posterior hemi-transverse acetabular fractures. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, vol. 51, issue 3, pp. 248–253. DOI: 10.1016/j.aott.2017.02.003, PMID: 28342586, PMCID: PMC6197174.
3. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L. (2005). *The finite element method for solid and structural mechanics*. (6<sup>th</sup> ed.). Butterworth-Heinemann, 736 p.
4. Lee C.H., Hsu C.C., Huang P.Y. (2017). Biomechanical study of different fixation techniques for the treatment of sacroiliac joint injuries using finite element analyses and biomechanical tests. *Comput. Biol. Med.*, vol. 87, pp. 250–257. DOI: 10.1016/j.combiomed.2017.06.007, PMID: 28618337.

5. Ding S., Chen F., Huang J., Zhang G., Wang F., Lei J. et al. (2020). Modified pedicle screw-rod versus anterior subcutaneous internal pelvic fixation for unstable pelvic anterior ring fracture: A retrospective study and finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. DOI: 10.21203/rs.3.rs-16488/v1.
6. Shu-Yu Zhou, Kao-Shang Shih, Po-Sheng Huang, Fang-Yu Lin, Ching-Chi Hsu. (2019). Biomechanical analysis of different surgical strategies for the treatment of rotationally unstable pelvic fracture using finite element method. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 19, № 1, article 1940015. DOI: 10.1142/S0219519419400153.
7. Li L., Lu J., Yang L., Zhang K., Jin J., Sun G. et al. (2019). Stability evaluation of anterior external fixation in patient with unstable pelvic ring fracture: a finite element analysis. *Ann. Transl. Med.*, vol. 7, № 14, article 303. DOI: 10.21037/atm.2019.05.65, PMID: 31475173, PMCID: PMC6694262.
8. Chen H., Wu L., Zheng R., Liu Y., Li Y., Ding Z. (2013). Parallel analysis of finite element model controlled trial and retrospective case control study on percutaneous internal fixation for vertical sacral fractures. *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 14, article 217. DOI: 10.1186/1471-2474-14-217, PMID: 23879618, PMCID: PMC3750865.
9. Liu L., Fan S., Chen Y., Peng Y., Wen X., Zeng D. et al. (2020). Biomechanics of anterior ring internal fixation combined with sacroiliac screw fixation for tile C3 pelvic fractures. *Med. Sci. Monit.*, vol. 26, e915886. DOI: 10.12659/MSM.915886, PMID: 32163378, PMCID: PMC7092661.
10. Shan T., Anlin L., Mingming Y., Haitao Y., Anwei Z., Shichang G. (2020). Anterior supra-acetabular external fixation for tile C1 pelvic fractures: a digital anatomical study and a finite element analysis. *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* DOI: 10.1007/s00068-020-01517-8. Epub ahead of print. PMID: 33029659.
11. Shim V., Gather A., Hoch A., Schreiber D., Grunert R., Peldschus S. et al. (2017). Development of a patient-specific finite element model for predicting implant failure in pelvic ring fracture fixation. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2017, article ID 9403821. DOI: 10.1155/2017/9403821, PMID: 28255332, PMCID: PMC5309420.
12. Cowin Stephen C. (Eds.). (2001). *Bone mechanics handbook*. (2<sup>nd</sup> ed.). CRC Press Reference, 980 p.
13. Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benitez L., Lesso-Arroyo R. (2014). Mechanical characterization of femoral cartilage under unicompartimental osteoarthritis. *Ingenieria Mecanica Tecnologia Y Desarrollo*, vol. 4, № 6, pp. 239–246. Retrieved from <http://www.scielo.org.mx/pdf/imtd/v4n6/v4n6a6.pdf>.
14. Woo S.L., Abramowitch S.D., Kilger R., Liang R. (2006). Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*, vol. 39, issue 1, pp. 1–20. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025, PMID: 16271583.
15. Modenese L., Phillips A.T.M., Bull A.M.J. (2011). An open source lower limb model: Hip joint validation. *J. Biomech.*, vol. 44, issue 12, pp. 2185–2193. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.019, PMID: 21742331.

**А.Г. Истомин, С.И. Ковалев, В.Б. Журавлев, Д.А. Истомин, А.И. Ярьсько**  
**НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ СИСТЕМЫ «АППАРАТ ВНЕШНЕЙ**  
**ФИКСАЦИИ – ТАЗ» ПРИ ПРИМЕНЕНИИ СТЕРЖНЕЙ С РАЗЛИЧНЫМ НАПРАВЛЕНИЕМ РЕЗЬБЫ**

Аппараты внешней фиксации нашли широкое применение при лечении переломов таза, но не всегда прочность соединения стержней и кости позволяет осуществить раннюю реабилитацию пациентов. Представлено математическое обоснование внешнего остеосинтеза таза с применением стержней с разнонаправленной резьбой на основании анализа напряженно-деформированного состояния системы «аппарат внешней фиксации – таз». Доказано, что при одноопорном стоянии в стержнях аппарата внешней фиксации с одинаковой резьбой возникают крутящие моменты, направленные в разные стороны: справа – направленный по часовой стрелке (вкручивание), слева – против часовой стрелки (выкручивание). Изменение направления резьбы на стержне аппарата внешней фиксации не приводит к перераспределению напряженно-деформированного состояния системы «аппарат внешней фиксации – таз» и изменению значений моментов, но направления действия моментов сил для левого стержня будут отвечать вкручиванию как при левостороннем одноопорном стоянии, так и при правостороннем.

**Ключевые слова:** таз, напряженно-деформированное состояние, внешняя фиксация.

*A.G. Istomin, S.I. Kovaliov, V.B. Zhuravliov, D.A. Istomin, A.V. Yaresko*  
**THE STRESS-STRAIN STATE OF THE «EXTERNAL FIXATION DEVICE – PELVIS»  
SYSTEM USING RODS WITH DIFFERENT THREAD HANDS**

External fixation devices have found wide application in pelvic fractures treating, but it is not always that strength characteristics of these devices make it possible to realize early rehabilitation. The mathematical justification for external pelvic osteosynthesis with use of rods having different thread hands on the basis of analysis of the stress-strain state of the «external fixation device – pelvis» system is presented. In order to increase the stability and reliability of pelvic fixation with external fixation device it is necessary to use a left-handed thread for the left rod, thereby making it possible to avoid loosening of its fixation in the bone, since the «behaviour» of the left rod will be similar to that of the right one. A change in the thread direction does not lead to redistribution of stress-strain state and change in the moment values, but directions of the action of the moments of force for the left rod will correspond to the direction of its screwing both in the left-sided and right-sided one-support position.

**Keywords:** *pelvis, stress-strain state, external fixation.*

*Надійшла 29.09.20*

**Відомості про авторів**

*Істомін Андрій Георгійович* – доктор медичних наук, професор, в. о. завідувача кафедри спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії Харківського національного медичного університету.

Адреса: Україна, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4, Харківський національний медичний університет.

Тел.: +38(050)984-56-96.

E-mail: [ah.istomin@knu.edu.ua](mailto:ah.istomin@knu.edu.ua).

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1510-6516>.

*Ковальов Сергій Іванович* – кандидат медичних наук, лікар-травматолог-ортопед КНП «Міська клінічна багатoproфільна лікарня № 17» Харківської міської ради.

Адреса: Україна, 61037, м. Харків, пр. Московський, 195, КНП «Міська клінічна багатoproфільна лікарня № 17» Харківської міської ради.

Тел.: +38(050)300-35-75.

E-mail: [kovalev0503003575@gmail.com](mailto:kovalev0503003575@gmail.com).

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7956-9053>.

*Журавльов Валентин Борисович* – старший лаборант кафедри спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії Харківського національного медичного університету.

Адреса: Україна, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4, Харківський національний медичний університет.

Тел.: +38(067)706-75-12.

E-mail: [albusreal5@com.ua](mailto:albusreal5@com.ua).

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5456-3253>.

*Істомін Дмитро Андрійович* – асистент кафедри травматології та ортопедії Харківського національного медичного університету.

Адреса: Україна, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4, Харківський національний медичний університет.

Тел.: +38(050)910-03-86.

E-mail: [dai\\_7@outlook.com](mailto:dai_7@outlook.com).

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8754-1103>.

*Яреско Олександр Васильович* – лаборант кафедри спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії Харківського національного медичного університету.

Адреса: Україна, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4, Харківський національний медичний університет.

Тел.: +38(067)572-77-65.

E-mail: [avyaresko@gmail.com](mailto:avyaresko@gmail.com).

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.