

ОРИГІНАЛЬНІ СТАТТІ

УДК 616.718.4-001.5-001.45-089.881(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202535-11>**Аналіз напружено-деформованого стану стегнової кістки за вогнепальних переломів і методики її фіксації****І. А. Лурін^{1,2}, О. А. Бур'янов³, Ю. О. Ярмолюк^{3,4}, Б. В. Матвійчук^{3,5}**¹ Національна академія медичних наук України, Київ² ДНУ «Центр інноваційних технологій охорони здоров'я» Державного управління справами, Київ³ Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, Київ, Україна⁴ Національний військово-медичний клінічний центр «Головний військовий клінічний госпіталь», Київ, Україна⁵ Військово-медичний клінічний лікувально-реабілітаційний центр, Ірпінь, Україна

The standard method for stabilizing diaphyseal gunshot fractures of the femur (GFF) is external fixation using a rod apparatus (ex-fix). Objective. To perform a comparative analysis of the biomechanical effectiveness between conventional ex-fix fixation and a modified «ex-fix + intramedullary spacer» design by assessing the stress-strain state of the femur with a midshaft gunshot fracture. Methods. A finite element model of a midshaft femoral gunshot fracture was developed. Two fixation scenarios were simulated: standard rod-based ex-fix, and a combined system using an intramedullary spacer and an ex-fix rod apparatus. Displacement, stress, strain and safety factor were chosen as the effects studied. Results. Conventional fixation resulted in significant stress concentrations at the fracture site (62.4 MPa) and high deformation levels (215.9), exceeding the strength threshold of cortical bone. This may lead to fragment instability and femoral axis misalignment. Rod exit points showed deformation (121,1), contributing to loosening, inflammation in adjacent soft tissues, and overall instability of the fixation system. In contrast, the addition of an intramedullary spacer redistributed stress more evenly, reduced the mechanical load on bone tissue, and improved structural integrity. The combined «spacer + ex-fix» configuration demonstrated superior performance in minimizing deformation and fragment displacement. Conclusions. Finite element modeling confirmed that the «bone + ex-fix + spacer» system outperforms the traditional «bone + ex-fix» configuration in key parameters: displacement, stress, deformation, and safety margin. Keywords. Gunshot femoral fracture; stress-strain state; simulation.

Стандартним методом фіксації в разі діафізарних вогнепальних переломів стегнової кістки (ВПСК) є стрижневий апарат зовнішньої фіксації (АЗФ). Мета. Провести порівняльний аналіз фіксації стегнової кістки стрижневим АЗФ і модифікованою конструкцією «стрижневий АЗФ + інтрамедулярний спейсер» шляхом дослідження напружено-деформованого стану стегнової кістки в разі вогнепального перелому в середній третині. Методи. Побудовано скінченно-елементну модель ВПСК у середній третині. Фіксацію здійснювали двома способами: стрижневим АЗФ і комбінацією інтрамедулярного спейсера та стрижневого АЗФ. Досліджуваними показниками було обрано переміщення, напруження, деформацію та запас міцності. Результати. Виявлено, що класична фіксація кісткових уламків за ВПСК у середній третині за допомогою стрижневого АЗФ спричиняє значне напруження в зоні перелому (62,4 МПа) та деформацію (215,9), які перевищують межу міцності кісткової тканини. Це може призводити до нестабільності уламків і порушення осі сегмента кінцівки. Деформація кістки в місцях виходу стрижнів (еквівалент 121,1) викликає їхнє розхитування, що спричиняє запальні процеси в навколишніх м'яких тканинах і загальну нестабільність фіксаційної системи. Запровадження внутрішнього фіксатора в комбінації з АЗФ забезпечує рівномірніший розподіл напружень у моделі, знижує навантаження на кістку та збільшує запас її міцності. Ефективнішим рішенням, згідно з критеріями мінімізації деформації та переміщення уламків, виявилась система фіксації типу «інтрамедулярний спейсер + стрижневий АЗФ». Висновки. За результатами комп'ютерного моделювання виявлено, що система «кістка + АЗФ + спейсер» має перевагу над системою «кістка + АЗФ» за досліджуваними показниками: переміщення, напруження, деформація та запас міцності.

Ключові слова. Вогнепальний перелом стегнової кістки, напружено-деформований стан, моделювання

Вступ

В умовах сучасних бойових дій ураження кінцівок становлять до 62,6 % серед санітарних втрат хірургічного профілю. Із них поранення нижніх кінцівок трапляються у 58 % випадків, верхніх — у 42 % [1–3]. Частка ушкоджень стегна в структурі бойової травми коливається в межах 13,6–28,3 %, з яких у 16,2–22,3 % діагностується перелом стегнової кістки [4–6]. Діафізарні вогнепальні переломи стегнової кістки (ВПСК) становлять 81,4 % таких уражень і супроводжуються первинними дефектами кісткової тканини у 79,3 % випадків [7–9].

Стандартним методом фіксації за діафізарних ВПСК є стрижневий апарат зовнішньої фіксації (АЗФ), що складається з балки та шести стрижнів Шанца — по три проксимально та дистально від зони перелому [10–12]. Попри поширеність, ця конструкція має низку істотних недоліків: нестабільність у разі тривалого використання через мікрODEФОРМАЦІЇ кістки в зонах проходження стрижнів [13, 14]; обмеження функціональності, що ускладнює процес реабілітації; ймовірність кісткових деформацій унаслідок нерівномірного розподілу навантаження; психоемоційний дискомфорт пацієнтів [15, 16].

Наявність цих проблем знижує ефективність лікування та вимагає пошуку нових, більш стабільних і біомеханічно обґрунтованих рішень для фіксації уламків, які також не ускладнюють доступ до зони поранення.

Мета: провести порівняльний аналіз фіксації стегнової кістки стрижневим апаратом зовнішньої фіксації і модифікованою конструкцією «стрижневий апарат зовнішньої фіксації + інтрамедулярний спейсер» шляхом дослідження напружено-деформованого стану стегнової кістки за вогнепального перелому в середній третині.

Матеріал і методи

Побудовано скінченно-елементну модель стегнової кістки, моделювали вогнепальний багатотламковий (7 проміжних частин) перелом у середній третині (рис. 1). Проміжні кісткові фрагменти мали частковий контакт між собою, із проксимальним і дистальним уламками стегнової кістки. У діафізарній частині мінімальний діаметр кістки склав 3,3 см, ширина кістково-мозкового каналу 1,5 см. У зонах переходу діафізу в метафіз діаметри збільшувалися відповідно анатомічним особливостям.

Проаналізовано фіксацію двома способами: стрижневим АЗФ, комбінацією інтрамедулярного спейсера та стрижневого АЗФ.

Інтрамедулярний спейсер складається з каркаса товщиною 0,5 см, виготовлений з хірургічної сталі (AISA 316), вкритий кістковим цементом (поліметилметакрилат). Сумарна товщина спейсера становить 1,0 см. На його проксимальному кінці розміщена металева петля, яка дає можливість імплантації та видалення фіксатора (рис. 7, 10). Проксимальний кінець спейсера розташований у ділянці великого вертлюга стегнової кістки, дистальний — на 2,0 см вище суглобової поверхні. Стрижні АЗФ діаметром 0,5 см проведені в метафізарних ділянках кістки, бікірково, у зонах розширення кістково-мозкового каналу, повз траєкторії проходження спейсера.

Під час моделювання матеріал вважали однорідним та ізотропним. Його механічні характеристики обрано за даними технічної літератури [17–20]. Для аналізу використано фізико-механічні параметри: E — модуль пружності (модуль Юнга), ν — коефіцієнт Пуассона (табл. 1).

Приклад анатомічної стегнової кістки отримано шляхом перетворення комп'ютерної томограми в твердотільну модель із використанням програми IntelliSpace Portal. 3D-модель була імпортована в програму Solidworks 19. Створення математичної сітки відбувалося методом триангуляції. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми SimSolid.

Для аналізу напружено-деформованого стану біомеханічних моделей використовували метод скінченних елементів. За допомогою функції Structural linear задані граничні умови (boundary conditions): дистальна суглобова поверхня стегнової кістки була жорстко зафіксована (функція immoveable); повзункова фіксація застосована в зоні дистальніше на 1,0 см від суглобової поверхні. До проксимального кінця стегнової кістки статично прикладено силу 400 Н функцією Force/Displacement (рис. 2). Автоматично створена триангулярна сітка з Гаусовими точками. За досліджувани ефекти обрано переміщення, напруження, деформацію та запас міцності. Було вирішено систему лінійних рівнянь рівноваги кінцевих елементів для визначення складових переміщення в кожному вузлі. Надалі використано отримані результати для розрахунку складових еквівалентної деформації, яка є узагальненим значенням, із урахуванням різних її видів — зсув, стиск, розтяг.

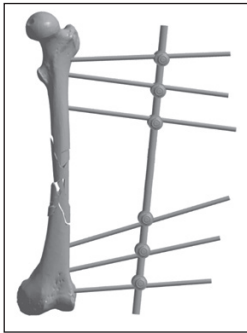


Рис. 1. Модель стегнової кістки з вогнепальним переломом, фіксована стрижневим АЗФ

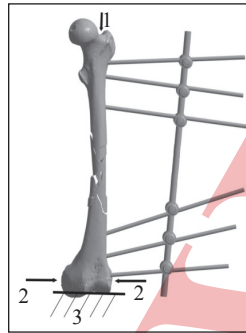


Рис. 2. Точки та напрямки прикладання сили до моделі стегнової кістки, фіксованої стрижневим АЗФ: 1 — точка прикладання сили 400 Н; повзункова (2) та жорстка (3) фіксація кістки

Таблиця 1

Фізико-механічні властивості використаних матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга, Е, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Межа міцності, R ⁿ , МПа
Кірковий шар кістки	17 600	0,30	170
Спонгіозний шар кістки	500	0,28	10
Хірургічна сталь AISI 316	200 000	0,30	505
Кістковий цемент	1,82	0,18	70

Величини напружень порівнювали в контрольних точках, а саме: зона вогнепального перелому та ділянка входження стрижнів АЗФ у кістку, за умов двох варіантів фіксації стегнової кістки.

Вивчено максимальний рівень напружень у різних ділянках стегнової кістки та фіксаторів, величину еквівалентної деформації та переміщення кісткових уламків у контрольних точках, запас міцності кісткової тканини й елементів фіксуєної системи.

Для оцінювання запасу міцності фіксуєних металевих елементів використано формулу (під час напруження згідно з von Mises) (1):

$$K_3 = R^u_a / \sigma_a, \quad (1)$$

де K_3 — запас міцності; R^u_a — нормальна межа міцності матеріалу; σ_a — напруження в матеріалі від нормальних навантажень.

Оскільки кісткова тканина є пластичним матеріалом, запас міцності вивчали на зсув (Shear stress — напруження зсуву) за формулою (2):

$$\tau_{zc} = F/A, \quad (2)$$

де τ_{zc} — запас міцності за зсуву; F — сила, за якої відбувається руйнування зразка; A — площа поперечного перерізу зразка.

За даними технічної літератури, порогове значення K_3 та τ_{zc} становить 1,0. У разі показників менше 1,0 матеріал починає руйнуватися [18–20].

Результати

На першому етапі дослідження вивчали напружено-деформований стан моделі стегнової кістки з вогнепальним багатоуламковим перело-

мом у середній третині з АЗФ під дією прикладеної сили. Під час дії сили 400 Н на стегнову кістку, фіксовану стрижневим АЗФ, у зоні перелому виникає переміщення кісткових уламків 10,5–11,7 мм (рис. 3).

Наступним етапом вивчали напруження в стегновій кістці та фіксуєних елементах (рис. 4).

Відповідно до зображення, напруження поширюється по всій стегновій кістці, величиною від 9,4 до 62,4 МПа. У зоні перелому відмічається найбільше — 62,4 МПа.

Вивчено деформацію, яка виникає в стегновій кістці в разі прикладеної сили (рис. 5).

Максимум деформації, зосередженої в зоні перелому, становить 215,9. У місцях виходу стрижнів АЗФ у стегновій кістці еквівалентна деформація складає 121,1.

Запас міцності кісткової тканини стегна за вогнепального перелому в середній третині зображено на рис. 6.

Під час прикладання сили значення запасу міцності кісткової тканини в зоні вогнепального перелому нижче 1,0, що може призвести до подальшого її руйнування.

Відповідно до здійсненого аналізу, можна зробити висновок, що під час використання стрижневого АЗФ для фіксації кісткових уламків за ВПСК у разі прикладеної сили, виникає надмірне напруження кісткової тканини та фіксуєних елементів, що призводить до деформації кістки та зниження запасу міцності тканини. Водночас стрижневий АЗФ не дає можливості повною мірою забезпечити стабільність під час навантаження.

У разі застосування системи фіксації стегнової кістки «стрижневий АЗФ + інтрамедулярний спейсер» (рис. 7), за прикладеної сили 400 Н, у ній виникає переміщення уламків (рис. 8).

У ділянках стегнової кістки, фіксованої системою «стрижневий АЗФ + інтрамедулярний спейсер», переміщення складає від 0,32 до 1,38 мм.

Напруження, яке виникає в стегновій кістці, фіксованій системою «стрижневий АЗФ + спейсер», наведено на рис. 9. Воно розподіляється рівномірно по кістці, складає 12,6–13,1 МПа.

За прикладання сили 400 Н максимум напруження виникає в двох точках спейсера у зоні вогнепального перелому. Відповідно до інфографіки воно дорівнює 26,5 та 20,4 МПа (рис. 10). Зауважимо, що стегнова кістка є розвантаженою. Максимальне напруження, яке в ній виникає, у зоні перелому становить 13,1 МПа.

Деформація стегнової кістки, фіксованої стрижневим АЗФ та інтрамедулярним спейсером, зображена на рис. 11.

Деформація стегнової кістки за умов її вогнепального перелому, фіксації кісткових уламків системою «стрижневий АЗФ + інтрамедулярний спейсер», згідно з інфографікою, є незначною — 38,5 для кістки, 124,1 для спейсера.

Під час розрахунку запасу міцності спейсера отримано такі дані: максимальне напруження 26,5 МПа, $K_3 = 19,1$, тобто запас міцності достатній.

Результати аналізу запасу міцності кісткової тканини, фіксованої системою «АЗФ + спейсер» наведено на рис. 12.

Запас міцності кістки знаходиться в межах від 1,20 до 1,28. Із цього випливає, що основне навантаження припадає на інтрамедулярний спейсер.

Порівнюючи фіксацію кісткових уламків стегнової кістки стрижневим АЗФ й комбінацією «стрижневий АЗФ + інтрамедулярний спейсер», можна зробити наступні висновки. У першому варіанті основне навантаження припадає на стегнову кістку, стрижневий АЗФ частково стабілізує уламки, про що свідчать показники переміщення та напруження. У другому інтрамедулярний

спейсер є внутрішнім каркасом, зміцнює кісткову тканину та запобігає деформації та нестабільності під впливом прикладеної сили.

У результаті проведеного комп'ютерного аналізу, за умов використання двох систем, «стегнова кістка + АЗФ» та «стегнова кістка + АЗФ + спейсер», доведено, що перевагу за показниками переміщення, напруження, деформації та запасу міцності має друга (табл. 2).

Обговорення

Під час лікування поранених із діафізарними вогнепальними переломами стегнової кістки уламки первинно фіксують стрижневим апаратом зовнішньої фіксації, який може містити по два або три стрижні проксимально та дистально від зони ушкодження, а також одну або дві балки. За даними сучасних досліджень, на величину переміщення кісткових уламків за фіксації стрижневими АЗФ впливає відстань як від кістки до опори, так і між крайніми стрижнями, якими зафіксований уламок. Кількість стрижнів (два чи три) на показнику переміщення фактично не відбивається [16, 21].

Стрижневі АЗФ мають низку переваг перед іншими фіксаторами завдяки мінімальній травматизації тканин і швидкості проведення операції. Вони можуть виконувати роль не лише первинного способу фіксації, але й остаточного методу лікування, за умови репозиції та забезпечення стабільності кісткових уламків.

За багатоуламкового перелому діафізарної частини стегнової кістки нерідко виникає проблема в репозиції уламків і вирівнюванні осі сегмента. Із цією метою використання інтрамедулярного спейсера дає можливість відновити положення основних фрагментів кістки навколо внутрішнього каркаса. Окрім цього, результати досліджень вказують на позитивний ефект від локального антибактеріального впливу інтрамедулярних спейсерів, які були застосовані для лікування остеомієліту довгих кісток, що дало змогу скоротити його строки й уникнути розвитку контрактири суміжних суглобів [22].

Таблиця 2

Порівняння фізико-механічних характеристик за фіксації стегнової кістки двома варіантами

Характеристика	Стегнова кістка, фіксована АЗФ		Стегнова кістка, фіксована системою «АЗФ + спейсер»		
	кістка	стрижні АЗФ	кістка	стрижні АЗФ	спейсер
Переміщення, мм	11,7	14,4	1,4	0,3	1,4
Напруження, МПа	62,4	15,4	13,1	13,1	26,5
Деформація, од.	215,9	121,1	38,6	12,4	124,1
Запас міцності, од.	0,14	32,80	1,20	40,10	19,10

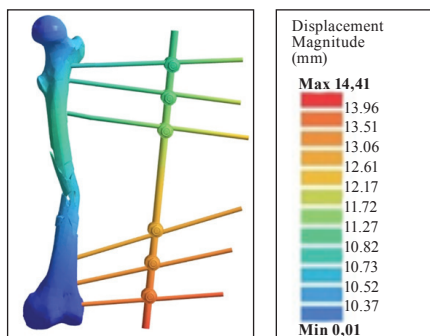


Рис. 3. Переміщення уламків стегнової кістки під дією сили 400 Н

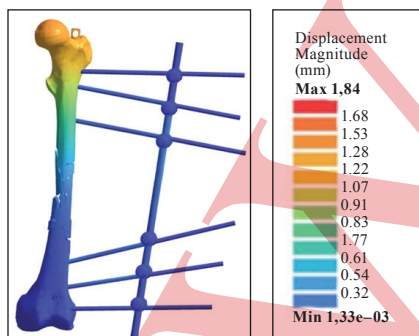


Рис. 8. Переміщення кісткових фрагментів стегнової кістки з фіксацією «АЗФ + спейсер»

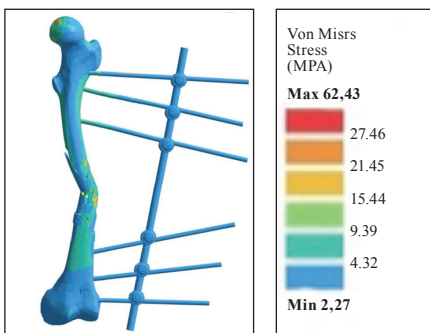


Рис. 4. Напруження в стегновій кістці та елементах АЗФ у разі прикладання сили

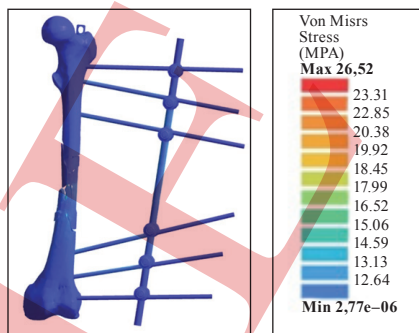


Рис. 9. Напруження, яке виникає в стегновій кістці, фіксованій системою «стрижневий АЗФ + інтрамедулярний спейсер»

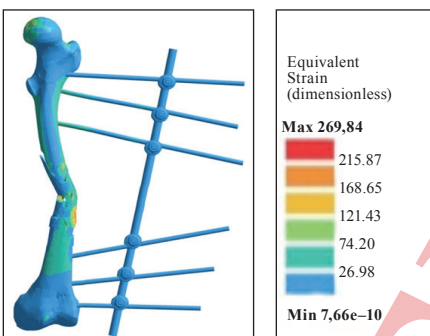


Рис. 5. Деформація, що виникає в стегновій кістці під час прикладання сили

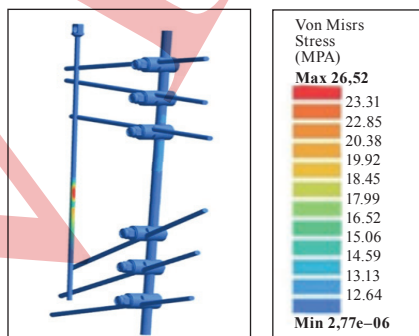


Рис. 10. Напруження, яке виникає в спейсері, за прикладеної сили 400 Н на стегнову кістку з вогнепальним переломом

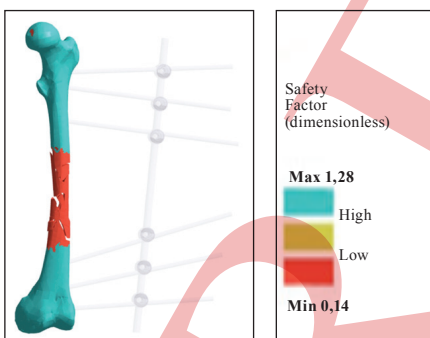


Рис. 6. Запас міцності стегнової кістки, фіксованої стрижневим АЗФ

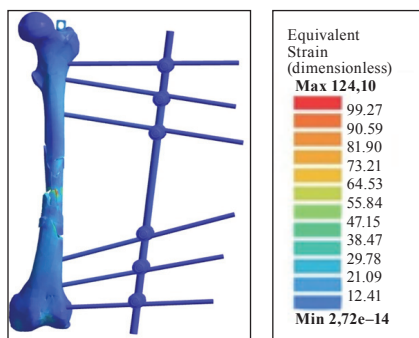


Рис. 11. Деформація стегнової кістки, фіксованої системою «АЗФ + спейсер», за прикладеної сили

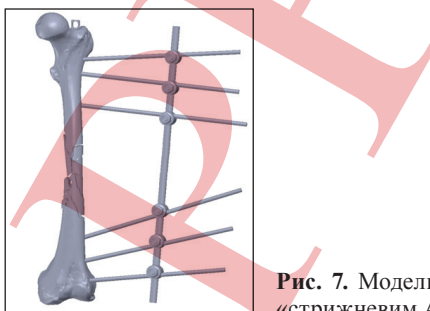


Рис. 7. Модель ВПСР, фіксована «стрижневим АЗФ + спейсером»

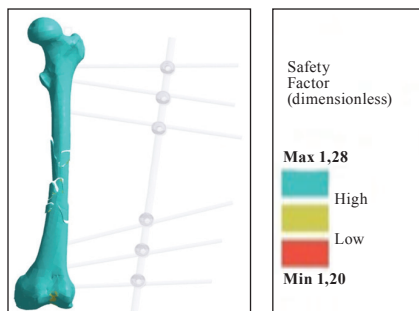


Рис. 12. Запас міцності кісткової тканини, фіксованої системою «АЗФ + спейсер»

Використання комбінованої фіксації «спейсер + стрижневий АЗФ» дає можливість не лише забезпечити стабільну фіксацію уламків, а й створити канал для майбутнього виконання блокового інтрамедулярного остеосинтезу під час здійснення виконання конверсії.

У ході дослідження встановлено, що класична фіксація кісткових уламків за вогнепального перелому середньої третини стегнової кістки за допомогою стрижневого АЗФ спричиняє значне напруження в зоні ушкодження (62,4 МПа) та еквівалентну деформацію (215,9). Це може призводити до нестабільності уламків і порушення осі сегмента кінцівки. Деформація кістки в місцях виходу стрижнів (121,1) викликає їхнє розхищення, що спричиняє запальні процеси в навколишніх м'яких тканинах і загальну нестабільність фіксаційної системи.

На основі проведеного аналізу впливає, що встановлення внутрішнього фіксатора в комбінації зі стрижневим АЗФ забезпечує більш рівномірний розподіл напружень у моделі, знижує навантаження на кістку та збільшує показник запасу міцності.

Висновки

У результаті проведеного порівняльного аналізу двох методів фіксації кісткових уламків стегнової кістки встановлено, що в разі використання стрижневого АЗФ основне механічне навантаження припадає безпосередньо на стегнову кістку, тоді як АЗФ лише частково стабілізує уламки від переміщення та забезпечує нерівномірне розподілення напруження. За комбінованого варіанта фіксації «АЗФ + інтрамедулярний спейсер» останній виконує функцію каркаса, суттєво підвищуючи жорсткість конструкції та запобігаючи деформації стегнової кістки, втраті стабільності під впливом зовнішніх сил.

Під час вивчення напружено-деформованого стану стегнової кістки після її вогнепального перелому встановлено, що система «кістка + АЗФ + інтрамедулярний спейсер» має перевагу над системою «кістка + АЗФ» за досліджуваними показниками: переміщення, напруження, деформація та запас міцності.

Подяка. Автори вдячні фахівцям лабораторії біомедичної інженерії ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» за технічну підтримку в проведенні дослідження.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. У подальших дослідженнях доцільно зосередитися на порівнянні різних

варіантів геометрії стрижневого апарата зовнішньої фіксації у поєднанні з інтрамедулярним спейсером із метою з'ясування механічних принципів раціональної побудови такої конструкції. Це дозволить удосконалити методику фіксації, підвищити її біомеханічну стабільність та зменшити ризики розвитку ускладнень. Перспективними є також експериментальні та чисельні (зокрема зі застосуванням методу кінцевих елементів) моделювання для оптимізації конфігурації апаратів у різних клінічних ситуаціях.

Інформація про фінансування. Дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Внесок авторів. Лурін І. А. — аналіз результатів, критичний огляд статті, остаточне її схвалення; Бур'янов О. А. — аналіз результатів, остаточне схвалення статті; Ярмолюк Ю. О. — огляд та аналіз пов'язаних робіт, статичний аналіз, критичний огляд статті; Матвійчук Б. В. — огляд та аналіз пов'язаних робіт, проектування та моделювання, написання статті.

Список літератури

1. Strafun, S. S., Kurinnyi, I. M., Borzyk H, N. O., Tsymbaliuk, Y. V., & Hupunov, V. G. (2021). Tactics of surgical treatment of wounded with guns hot injuries of the upper limb in modern conditions. *Terra Orthopaedica*, (2)109, 10–17. <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2021-109-2-10-17> (in Ukrainian)
2. Khomenko, I. P., Korol, S. O., Matviichuk, B. V., & Ustinova, L. A. (2019). Surgical tactics of treatment of the wounded persons with the gun-shot injuries of the hip on all levels of medical support. *Klinicheskaia khirurgiia*, 86(5), 22–26. <https://doi.org/10.26779/2522-1396.2019.05.22> (in Ukrainian)
3. Dubrov, S., Burianov, O., Omelchenko, T., Vakulych, M., Miasnikov, D., & Lianskorunskyi, V. (2020). Retrospective analysis of treatment outcomes in polytrauma patients with multiple long bone fractures of lower extremities. *Journal of education, health and sport*, 10(2), 327–339. <https://doi.org/10.12775/jehs.2020.10.02.038>
4. Makhubalo, O., Burger, M., Jakoet, S., Van Heukelum, M., Le Roux, N., Gerafa, M., Van der Merwe, S., & Ferreira, N. (2022). Early outcomes of surgically managed civilian gunshot femur fractures at a level one trauma unit in Cape Town, South Africa: A retrospective review. *European journal of trauma and emergency surgery*, 49(2), 859–865. <https://doi.org/10.1007/s00068-022-02138-z>
5. Johnson, D. J., Versteeg, G. H., Middleton, J. A., Cantrell, C. K., & Butler, B. A. (2021). Epidemiology and risk factors for loss to follow-up following operatively treated femur ballistic fractures. *Injury*, 52(8), 2403–2406. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.06.012>
6. Burianov, O. A., Yarmolyuk, Y. O., Klapchuk, Y. V., Los, D. V., & Lianskorunskyi, V. M. (2022). Does the application of conversion fracture-treatment method and the technology of telemedical movement monitoring affect the long-term results of the treatment of victims with multiple guns hot long bones fractures? *Wiadomości Lekarskie*, 75(12), 3115–3122. <https://doi.org/10.36740/WLek202212137> (in Ukrainian)
7. Tisnovsky, I., Katz, S. D., & Pincay, J. I. (2021). Management of guns Hot wound-related Hip injuries: A systematic review of the current literature. *Journal of orthopaedics*, 23, 100–106. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.12.029>
8. Conway, J. D., El Hessy, A. H., Galiboglu, S., Patel, N., & Ges Hef, M. G. (2022). Efficacy of infection eradication in antibiotic cement-coated intramedullary nails for fracture-related infections, nonunions, and fusions. *Antibiotics*, 11(6), 709. <https://doi.org/10.3390/antibiotics11060709>

9. Maqungo, S., Fegredo, D., Brkljac, M., & Laubscher, M. (2020). Gunshot wounds to the hip. *Journal of orthopaedics*, 22, 530–534. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.09.018>
10. Powell, K. P., Hammouda, A. I., Hlukha, L. P., Rivera, J. C., & Patel, M. (2022). Motorized intramedullary nail lengthening in the older population. *Journal of clinical medicine*, 11(17), 5248. <https://doi.org/10.3390/jcm11175242>
11. Burianov, O. A., Yarmoliuk, Yu. O., Derkach H. S. O., Klapchuk, Yu. V., & Los, D. V. (2023). Optimization of the treatment system for victims with long-bone guns hot fractures. *Trauma*, 24(3), 38–44. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.24.2023.953> (in Ukrainian)
12. Kazmirschuk, A., Yarmoliuk, Y., Lurin I., Gybalo R., Burianov O., Derkach S. & Karpenko K. (2022). Ukraine's experience with management of combat casualties using NATO's four-tier "Changing as Needed" Healthcare system. *World Journal of Surgery*, 46, 2858–2862. <https://doi.org/10.1007/s00268-022-06718-3>
13. Lurin, A. I., & Tsema, E. V. (2013). Military field surgery. K.: Department of Surgery. (in Ukrainian).
14. Gaiko, G., Khomenko, I., Lurin, I. (2020). Treatment of wounded with combat limb injuries (according to ATO/OGF experience). <https://emed.library.gov.ua/medytsyna-voiennoho-i-povoiennoho-chasu/likuvannia-poranykh-z-boyovymy-travmamy-kintsivok-za-dosvidom-ato-oos-2/> (in Ukrainian)
15. Khomenko, I. P., Korol, S. O., Lurin, I. A., Chelishvili, A. L., & Sichinava, R. M. (2019). Scientific substantiation of the osteosynthesis method conversion in long bones gunshot fractures in the Armed Forces medical system of Ukraine. *World of medicine and biology*, 15(70), 177. <https://doi.org/10.26724/2079-8334-2019-4-70-177-182>
16. Korzh, M., Popsuishapka, O., Lytyvshko, V., Shevchenko, I., Doluda, Y., Gubskiy, S., Hrytsenko, A., Mikhanovskiy, D., Marushchak, O., Tokhtamyshev, M., & Arutunan, Z. (2024). Problematic issues of the treatment of diaphyseal gunshot fractures of long bones of extremities. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (4), 109-120. <https://doi.org/10.15674/0030-598720234109-120>
17. Maganaris, C. N., & Paul, J. P. (1999). In vivo human tendon mechanical properties. *The journal of physiology*, 521(1), 307–313. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.00307.x>
18. Hvid, I., Christensen, P., Søndergaard, J., Christensen, P. B., & Larsen, C. G. (1983). Compressive strength of tibial cancellous Bone:Instron® and Osteopenetrometer measurements in an autopsy Material. *Acta orthopaedica scandinavica*, 54(6), 819–825. <https://doi.org/10.3109/17453678308992915>
19. Cowin, S. C. (2001). Bone Mechanics handbook. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press; 980-980
20. Alloy Wire International. (n.d.). Stainless Steel 316LVM. Retrieved April 17, 2025, from <https://www.alloywire.com/alloys/stainless-steel-316lvm>
21. Popsuishapka, O. K., Subbota, I. A. (2025). Features of deformation of the «debris — external core apparatus» model in case of using structures with different structural geometry. *Orthopedics, traumatology and prosthetics*, (1), 65–74. <http://doi.org/10.15674/0030-59872025165-74>
22. Tanasienko, P., & Kolov, H. (2023). Analysis of the treatment of patients with infectious complications after osteosynthesis. *Experimental and clinical medicine*, 92(2), 14-21. <https://doi.org/10.35339/ekm.2023.92.2.tak>

Стаття надійшла до редакції 21.04.2025	Отримано після рецензування 10.05.2025	Прийнято до друку 12.05.2025
---	---	---------------------------------

ANALYSIS OF THE STRESS-DEFORMED STATE OF THE FEMUR WITH GUNSHOT FRACTURE WITH VARIOUS METHODS OF ITS FIXATION

I. A. Lurin ^{1,2}, O. A. Burianov ³, Y. O. Yarmoliuk ^{3,4}, B. V. Matviichuk ^{3,5}

¹ National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv

² SSI «Center for Innovative health Technologies» of the State Administration of Affairs, Kyiv, Ukraine

³ Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

⁴ National Military Medical Clinical Center «Main Military Clinical hospital», Kyiv, Ukraine

⁵ Military Medical Clinical Medical treatment and Rehabilitation Center, Irpin', Ukraine

✉ Igor Lurin, MD, Prof.: lurinnamn@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0003-3770-3984>

✉ Olexandr Burianov, MD, Prof.: kaftraum@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

✉ Yurii Yarmoliuk, MD, Prof.: Yuo1707@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9583-1231>

✉ Bohdan Matviichuk, MD: godtaken.bm@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-3770-3984>