

УДК 616.72-002-085.276-092.9(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872025439-45>

Біомеханічне дослідження комбінованої системи фіксації стегнової кістки в разі вогнепального перелому

І. А. Лурін ^{1,2}, О. А. Бур'янов ³, Ю. О. Ярмолюк ^{3,4}, Б. В. Матвійчук ^{3,5}

¹ Національна академія медичних наук України, Київ

² ДНУ «Центр інноваційних технологій охорони здоров'я» Державного управління справами, Київ. Україна

³ Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця, Київ. Україна

⁴ Національний військово-медичний клінічний центр «Головний військовий клінічний госпіталь», Київ. Україна

⁵ Військово-медичний клінічний лікувально-реабілітаційний центр, Ірпінь. Україна

Gunshot injuries of the femur in combat settings are associated with high-energy trauma and unstable diaphyseal fractures (81.4 %), which require fixation methods with increased demands for mechanical rigidity. Objective. To investigate the stress-strain state of a computer model of the femur with a comminuted fracture fixed with an intramedullary spacer and an external fixation device using pins of 5 mm and 6 mm in diameter. Methods. A three-dimensional model of a diaphyseal comminuted femoral fracture and two models of combined fixation («external fixator + intramedullary spacer») with four pins of 5 mm and 6 mm diameter were created. Biomechanical analysis was performed using the finite element method. The evaluated parameters included displacement, stress, and strain under a static load of 400 N. Results. Numerical analysis of the stress-strain state demonstrated that both studied constructs with 5-mm and 6-mm pins provide sufficient fixation stiffness. Increasing the pin diameter to 6 mm resulted in reduced maximal displacements and peak stresses, indicating a biomechanical advantage of the «bone – intramedullary spacer + external fixator with 6-mm pins» system. Conclusions. The conducted numerical stress-strain analysis showed that despite adequate stability provided by both fixation systems, the «bone + intramedullary spacer + external fixator with 6-mm pins» construct has a biomechanical advantage over the construct with 5-mm pins in terms of maximal displacement, stress, and strain values. Keywords. Gunshot fracture, femur, external fixation device, intramedullary spacer, finite element method, biomechanical modeling.

Вогнепальні ушкодження стегнової кістки в умовах бойових дій характеризуються високоенергетичними травмами та нестабільними діафізарними переломами (81,4 %), які потребують методів фіксації з підвищеними вимогами до механічної жорсткості. Мета. Дослідити напружено-деформований стан комп'ютерної моделі стегнової кістки з багатоуламковим переломом, фіксованої інтрамедулярним спейсером і апаратом зовнішньої фіксації зі стрижнями діаметрами 5 та 6 мм. Методи. Створено тривимірну модель діафізарного багатоуламкового перелому стегнової кістки та дві моделі комбінованої фіксації «АЗФ + інтрамедулярний спейсер» із використанням чотирьох стрижнів діаметрами 5 та 6 мм. Біомеханічний аналіз виконано методом скінченних елементів. Оцінювали показники напружено-деформованого стану — переміщення, напруження та деформація — за умов прикладання статичної сили 400 Н. Результати. Чисельний аналіз напружено-деформованого стану показав, що обидві досліджувані конструкції зі стрижнями параметрами 5 і 6 мм забезпечують достатню жорсткість фіксації. Збільшення діаметрів стрижнів до 6 мм супроводжується зниженням максимальних переміщень і пікових напружень, що свідчить про біомеханічну перевагу системи «кістка + інтрамедулярний спейсер + АЗФ зі стрижнями діаметром 6 мм». Висновки. Проведений чисельний аналіз напружено-деформованого стану продемонстрував, що попри достатню стабільність обох систем фіксації стегнової кістки, «кістка + інтрамедулярний спейсер + АЗФ зі стрижнями діаметром 6 мм» має біомеханічну перевагу над системою «кістка + інтрамедулярний спейсер + АЗФ зі стрижнями 5 мм» за показниками максимальних переміщень, напружень і деформацій.

Ключові слова. Вогнепальний перелом, стегнова кістка, апарат зовнішньої фіксації, інтрамедулярний спейсер, метод скінченних елементів, біомеханічне моделювання

Вступ

Вогнепальні поранення кінцівок становлять 62,6–70,0 % у структурі сучасної бойової хірургічної травми, значна частина з них припадає на нижні кінцівки [1, 2]. Частка вогнепальних ушкоджень стегна досягає 13,6–28,3 %, а переломи стегнової кістки складають 7,0–22,3 % серед усіх поранень [2, 3]. Їхній тяжкий характер, зумовлений дією високої кінетичної енергії вражаючого елемента, призводить до формування великих кісткових дефектів, чималої кількості уламків і значного руйнування м'яких тканин [3, 4]. Діафізарні ураження становлять 81,4 % [5]. У 79,5 % поранених виявляють дефекти кісткової тканини [1, 6], а у 84,5 % — розвивається травматичний шок, який додатково утруднює тактику лікування та підвищує ризики ранніх ускладнень [2, 7].

Традиційні методи фіксації не завжди забезпечують необхідну стабільність у разі великих кісткових дефектів і багатоуламкових ушкоджень. У таких ситуаціях виникає потреба в комбінованих способах технології консолідації, зокрема в поєднанні апарата зовнішньої фіксації (АЗФ) з інтрамедулярними конструкціями й антибактеріальними цементними спейсерами [8, 9]. Оптимальні конфігурації цих систем, їхня жорсткість, стійкість до навантаження та здатність забезпечувати контрольоване положення уламків залишаються невизначеними, а наявні клінічні дані — розрізненими й обмеженими.

Через це все більшого значення набувають біомеханічні дослідження, які дають змогу створювати моделі тяжких вогнепальних ушкоджень, оцінювати різні варіанти комбінованої фіксації й аналізувати їхню поведінку під навантаженнями. Результати таких експериментів є важливими для практичної медицини, оскільки дозволяють зменшити ризики вторинних зміщень, нестабільності конструкцій, локальних перевантажень і розвитку інфекційних ускладнень, а також сприяють оптимізації хірургічної тактики в разі вогнепальних переломів.

У публікації [8] авторами доведено біомеханічну перевагу системи АЗФ із 6 стрижнями діаметром 5 мм та інтрамедулярним спейсером (ІМС) над конструкцією з фіксацією виключно АЗФ за вогнепального перелому стегнової кістки (ВПСК). Проте актуальним залишається питання визначення оптимальної кількості та діаметра стрижнів конструкції АЗФ у комбінації з ІМС для забезпечення достатньої стабільності уламків.

Одним зі способів підвищення стабільності фіксації кісткових уламків є збільшення діаметра стрижнів АЗФ. Біомеханічні дослідження свідчать, що такий підхід сприяє зменшенню переміщення уламків і зростанню жорсткості системи фіксації. У роботах [10, 11] продемонстровано, що оптимальним для фіксації ВПСК є АЗФ, який складається з балки та чотирьох стрижнів діаметром 6 мм, проведених у різних площинах. Проте використання стрижнів більшого діаметра супроводжується більшою травматизацією кісткової та м'яких тканин, є технічно складнішим і може продовжувати тривалість оперативного втручання.

На сьогодні кількість публікацій щодо вивчення біомеханічних властивостей стегнової кістки за комбінованого варіанта фіксації залишається обмеженою, що підкреслює актуальність подальших досліджень для розробки індивідуальних підходів до вибору тактики хірургічного лікування пацієнтів із ВПСК.

Таким чином, наукова проблематика оптимізації комбінованої фіксації за ВПСК має високу актуальність як для фундаментальних біомеханічних досліджень, так і для сучасної травматології та військової хірургії. Ця робота є продовженням власних досліджень стосовно вивчення поведінки системи «кістка + АЗФ + ІМС» в цій категорії поранених.

Мета: дослідити напружено-деформований стан комп'ютерної моделі стегнової кістки з багатоуламковим переломом, фіксованою інтрамедулярним спейсером і апаратом зовнішньої фіксації зі стрижнями діаметром 5 і 6 мм.

Матеріал і методи

Спільно з фахівцями лабораторії біомедичної інженерії ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» побудовано скінченно-елементну модель стегнової кістки з вогнепальним багатоуламковим переломом у середній третині (7 проміжних уламків, які мали частковий контакт між собою). У діафізарній частині мінімальний діаметр кістки склав 33,0 мм, ширина кістково-мозкового каналу 15,0 мм. У зонах переходу діафізу в метафіз діаметри збільшувались відповідно до анатомічних особливостей стегнової кістки. М'якотканинні структури стегна в створеній моделі не враховувались.

Проаналізовано фіксацію стегнової кістки в комбінації ІМС і стрижневого АЗФ. Досліджено такі моделі: 1 — із двома стрижнями діаметром 5,0 мм проксимально та двома дистально, які зафіксовані на одній балці; 2 — аналогічна конфігу-

рація зі стрижнями 6,0 мм. Відстань від стегнової кістки до опорної балки АЗФ із діаметром 10 мм становила 100 мм.

ІМС складається з каркаса товщиною 5 мм, який виготовлений із хірургічної сталі (AISI 316) та вкритий кістковим цементом (поліметилметакрилат). Сумарна товщина спейсера становить 10 мм. На проксимальному кінці розміщено металеву петлю, яка дає можливість імплантації, видалення фіксатора [8, 9].

Проксимальний кінець спейсера розташований у ділянці великого вертлюга стегнової кістки, дистальний — на 20 мм вище від суглобової поверхні. Стрижні АЗФ діаметрами 5,0 і 6,0 мм проведені бікірково, у зонах розширення кістково-мозкового каналу, повз траєкторію проходження спейсера.

Під час моделювання матеріал вважали однорідним та ізотропним. Механічні характеристики матеріалів обрано за даними технічної літератури [12–15]. Для аналізу використано фізико-механічні параметри: E — модуль пружності (модуль Юнга), ν — коефіцієнт Пуассона (табл. 1).

Макет анатомічної стегнової кістки отримано шляхом перетворення комп'ютерної томограми в твердотільну модель із використанням програмного середовища IntelliSpace Portal та імпортовано до програми Solidworks 23. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували в програмному середовищі SimSolid.

Для аналізу напружено-деформованого стану біомеханічних моделей використовували метод скінченних елементів. Було задано такі граничні умови: дистальна суглобова поверхня стегнової кістки жорстко зафіксована; до головки кістки було статично прикладено силу 400 Н, що відповідає 40 кг (половині маси тіла військовослужбовця чоловічої статі); створено трикулярну сітку з Гаусовими точками. За досліджувані ефекти обрано переміщення, напруження та деформацію. У програмі SimSolid було вирішено систему лінійних рівнянь рівноваги скінченно-елементної моделі з визначенням переміщення в кожному вузлі.

Величини напружень порівнювали в контрольних точках, а саме: верхній третині стегнової кістки, зоні вогнепального перелому, нижній третині, ділянках входження стрижнів АЗФ у кістку, трьох точках на ІМС та в середині балки для обох варіантів фіксації стегнової кістки (рис. 1). Проаналізовано максимальні значення напружень у цих анатомічних ділянках та елементах конструкції.

Результати

На першому етапі дослідження вивчено напружено-деформований стан моделі стегнової кістки з вогнепальним переломом, фіксованим ІМС та АЗФ зі стрижнями діаметром 5,0 мм. Під час аналізу показника «переміщення» встановлено, що максимальне зміщення досягло 4,5 мм у зоні проксимального епіметафіза стегнової кістки, де визначено зсув проксимального уламка, тоді як дистальний залишався стабільним. У зоні вогнепального перелому максимальне переміщення становило 1,9 мм. Дистальний фрагмент демонстрував жорстку фіксацію з величиною зміщення до 0,3 мм. У ділянці верхньої частини балки та на проксимальному стрижні АЗФ відповідний показник становив 3,7 мм (рис. 2, а).

Вивчаючи показник «деформація» виявили, що пікове значення становило 0,052 % у зоні вогнепального перелому. У верхній та нижній третинах стегнової кістки значення перебували в діапазоні 0,011–0,052 %. Найбільші значення локалізовані в середній третині ІМС — 0,117 %. На стрижнях АЗФ деформація становила 0,032 % у ділянках входження в кістку (рис. 3, а).

Під час оцінювання показника «напруження» встановлено, що найбільше значення фіксувалося в середній частині ІМС у зоні вогнепального перелому та становило 50,3 МПа. На нижньому та на двох верхніх стрижнях у ділянці входження в кістку воно перебувало в межах 44,6–48,7 МПа. У стегновій кістці максимальний рівень напруження в зоні перелому становив до 22,6 МПа (рис. 4, а, в).

Таблиця 1

Фізико-механічні властивості використаних матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга, E , МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Межа плинності, R^H , МПа
Кірковий шар кістки	183 50	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

На другому етапі роботи досліджено напружено-деформований стан моделі стегнової кістки, фіксованої ІМС та АЗФ зі стрижнями діаметром 6,0 мм.

Проаналізовано показник «переміщення» і виявлено, що найбільше зміщення досягало 3,0 мм у верхній частині моделі. У зоні вогне-

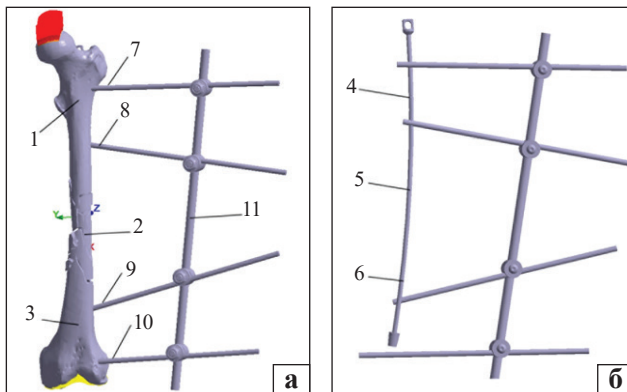


Рис. 1. Досліджувані моделі: а — стегнова кістка зі системою фіксації, де червона зона — місце прикладання сили, зона жовтого кольору — поверхня закріплення; б — системи фіксації кістки. 1–11 — контрольні точки для вимірювання напружень

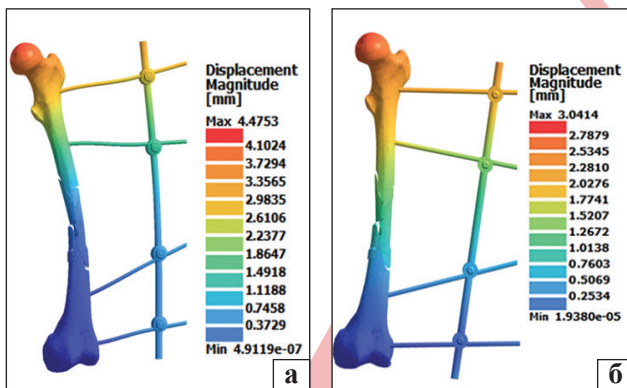


Рис. 2. Розподіл переміщень у моделі стегнової кістки зі стрижнями з такими діаметрами: а — 5 мм; б — 6 мм

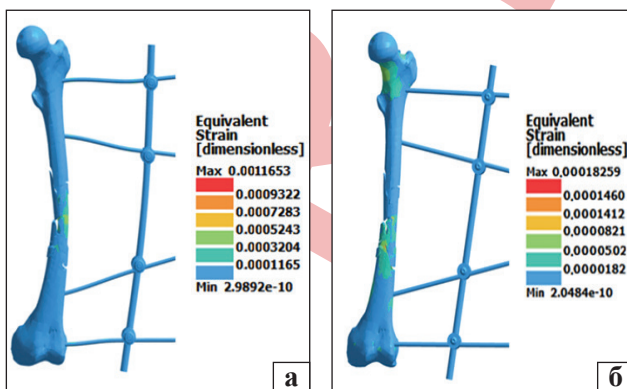


Рис. 3. Розподіл деформації в моделі зі стрижнями діаметрами: а — 5 мм; б — 6 мм

пального перелому переміщення уламків становило до 1,5 мм. Зміщення балки та верхнього стрижня у верхній ділянці конструкції АЗФ складало 2,5 мм (рис. 2, б).

Під час вивчення показника «деформація» встановлено, що максимальні значення досягли 0,018 % і спостерігалися в середніх частинах трьох нижніх стрижнів АЗФ, балки та у верхній ділянці каркаса ІМС. У зоні вогнепального перелому та в місцях входження стрижнів у кістку

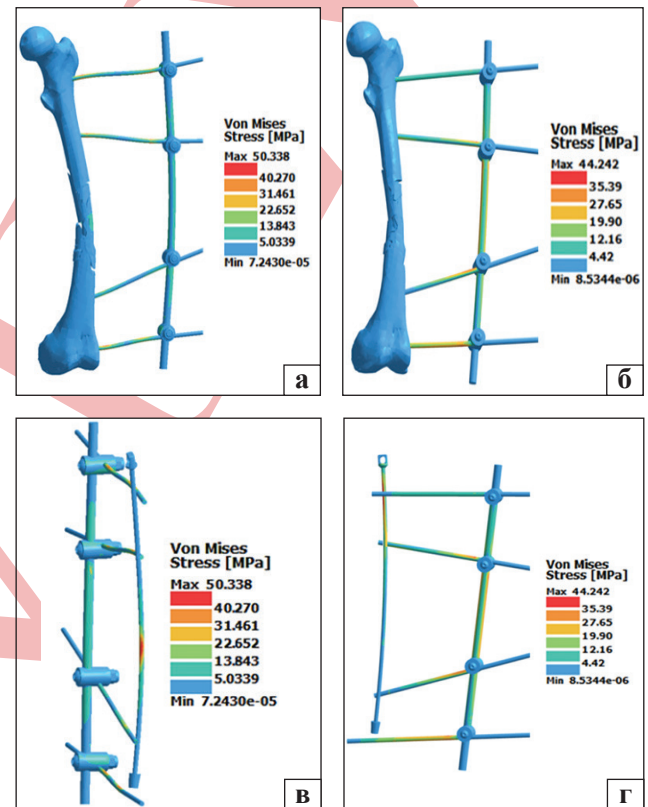


Рис. 4. Розподіл напружень у моделі зі стрижнями діаметрами: а, в — 5 мм; б, г — 6 мм (в і г — фіксуючі елементи винесено за межі стегнової кістки)

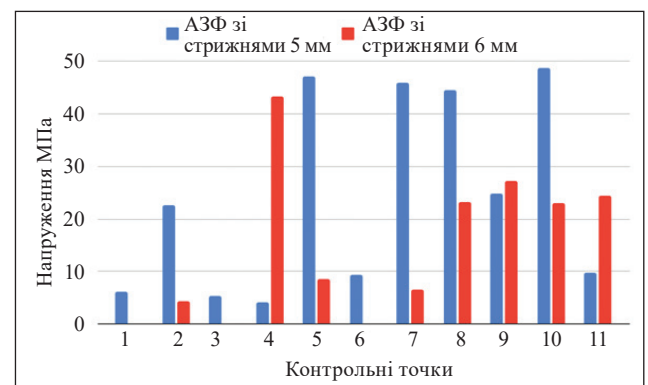


Рис. 5. Порівняння напружень у контрольних точках системи «стегнова кістка + ІМС + АЗФ» зі стрижнями діаметрами 5 і 6 мм

деформація становила 0,014 %, пікових значень не виявлено (рис. 3, б).

Наступним кроком досліджено значення «напруження». На трьох нижніх стрижнях АЗФ максимальний його показник становив 44,2 МПа, у верхній частині ІМС — 43,4 МПа, у центральній ділянці балки — 35,4 МПа (рис. 4, б, г). Критичних пікових значень не виявлено. Напруження в стегновій кістці в зоні вогнепального перелому, у верхньому та нижньому фрагментах, складало до 4,4 МПа.

На основі отриманих даних виконано порівняльний аналіз значень напружень у контрольних точках для двох варіантів фіксації стегнової кістки — ІМС та АЗФ з чотирма стрижнями діаметрами 5,0 і 6,0 мм (рис. 5).

Максимальні значення досліджуваних показників за різних параметрів системи комбінованої фіксації стегнової кістки наведено в таблиці 3. Межа міцності, гранична допустима деформація для кістки та сталі подані відповідно до даних технічної літератури [12–15].

Обговорення

Отримані результати напружено-деформованого стану стегнової кістки за вогнепальних діафізарних переломів показали, що комбінована фіксація ІМС та АЗФ забезпечує достатню стабільність в обох досліджуваних варіантах.

На основі проведеного аналізу встановлено, що за умов фіксації кісткових уламків обома досліджуваними конструкціями показники напруження та деформації знаходяться в межах нормальних значень і не перевищують поріг міцності та граничну допустиму деформацію (табл. 3). Порівняння моделей продемонструвало, що збільшення діаметра стрижнів з 5,0 до 6,0 мм забезпечило помірне зниження пікового напруження в контрольних точках і зменшення відносної деформації,

проте обидві досліджувані системи зберігали достатню загальну жорсткість.

У моделі зі стрижнями діаметром 5 мм переміщення кісткових уламків у зоні перелому становили 1,9 мм, для стрижнів АЗФ — 3,0 мм, для інтрамедулярного спейсера — 1,9 мм. Для другої моделі (стрижні діаметром 6 мм) ці показники були дещо нижчими — 1,5; 2,3 і 1,5 мм відповідно. Різниця в переміщеннях становить 0,4–0,7 мм, що, на думку авторів, не є клінічно значущою відмінністю.

Розподіл напружень виявив біомеханічну перевагу для системи «кістка + ІМС + АЗФ зі стрижнями діаметром 6 мм». На кісткових уламках в зоні перелому напруження в разі АЗФ зі стрижнями діаметром 5 мм становили 22,6 МПа, за умов 6 мм — 4,4 МПа, тоді як на стрижнях їхня величина була 45,9 та 27,3 МПа відповідно. Пікові напруження в спейсері практично не відрізнялися між моделями — 47,2 та 43,4 МПа. Ці показники залишаються далекими від критичних значень для матеріалів конструкції (505 МПа) та кістки (170 МПа), що свідчить про відсутність ризику їхньої подальшої деформації та руйнування.

Аналогічна картина спостерігалась і під час аналізу деформацій. У першій моделі деформація кістки становила 0,052 %, стрижнів — 0,032 %, ІМС — 0,117 %, тоді як у другому варіанті відповідні показники були 0,014, 0,018 та 0,018 %. Незважаючи на відмінності в цих значеннях, деформації для всіх елементів залишалися в межах еластичності матеріалів, не свідчили про загрозу втрати стабільності конструкції (гранична допустима деформація для кісткової тканини 0,25 %, для сталі 0,2 % (табл. 3)).

Виконано порівняння отриманих результатів із даними попереднього моделювання [8], під час якого порівнювали системи «кістка + АЗФ із 6 стрижнями діаметром 5 мм» та «кістка + ІМС + АЗФ із 6 стрижнями діаметром 5 мм».

Таблиця 3

Порівняння фізико-механічних характеристик за умов фіксації стегнової кістки стрижневим АЗФ та ІМС

Конфігурація АЗФ у комбінації з ІМС		Переміщення в зоні перелому, мм	Напруження, МПа	Деформація, %
4 стрижні з діаметром 5 мм	кістка	1,9	22,6	0,052
	стрижні АЗФ	3,0	45,9	0,032
	ІМС	1,9	47,2	0,117
4 стрижні з діаметром 6 мм	кістка	1,5	4,4	0,014
	стрижні АЗФ	2,3	27,3	0,018
	ІМС	1,5	43,4	0,018
Граничні значення	кістка	—	170,0	0,250
	сталь (стрижні АЗФ, ІМС)	—	505,0	0,200

Встановлено, що у моделі з 6 стрижнями переміщення кісткових уламків та ІМС становили 1,4 мм, стрижнів — 0,3 мм, що свідчить про високу стабільність конструкції за рахунок збільшення кількості точок фіксації. Попри це, напруження в елементах системи залишалися співставними з показниками, отриманими в моделях із 4 стрижнями. У кістці та стрижнях напруження становили 13,1 МПа, тоді як у спейсері досягали 26,5 МПа — значення нижче, ніж у варіантах із 4 стрижнями. Це свідчить про більш рівномірний розподіл навантажень за варіанта АЗФ із 6 стрижнями, але не супроводжується суттєвим зменшенням переміщення.

У публікаціях [16–19] було досліджено методику постановки інтрамедулярного імплантата, вкритого цементною мантією в разі інфекції ділянки перелому довгих кісток. Металевими каркасами для покриття найчастіше слугували: інтрамедулярні блоковані, неблоковані й еластичні стрижні, 2–4 шпиці Ілізарова. Методика забезпечувала ерадикацію інфекції та стабілізацію перелома. Проте були відмічені ускладнення у вигляді руйнування цементної мантії, лам металевого імплантата, деформації та міграції конструкції, ушкодження інтрамедулярного каналу кістки.

Інтрамедулярний спейсер не рекомендується використовувати без АЗФ, оскільки він не забезпечує осьової та ротаційної стабільності уламків. Матеріал спейсера не здатний утримувати довжину кістки та протидіяти скручуванню, тому без АЗФ така конструкція є механічно нестабільною.

Позиціонування ІМС із діаметром 10 мм по центру кістково-мозкового каналу ускладнює техніку встановлення стрижнів АЗФ, які рекомендовано проводити бікірково, повз траєкторію проходження спейсера. Тому використання стрижнів меншого діаметра має переваги: є технічно простішим, зменшує тривалість і травматичність оперативного втручання.

Наше дослідження має певні обмеження, ураховуючи той факт, що метод кінцевих елементів моделює ідеалізовану поведінку кісткових уламків та елементів фіксуючої системи й не дає можливість у повному обсязі врахувати вплив м'яких тканин на показники, які розглядалися. Тому важливою є клінічна перевірка результатів, які створюють підґрунтя для використання комбінованого методу фіксації з інтрамедулярним спейсером як ефективного способу лікування діафізарних переломів.

Отримані дані можуть бути використані для оптимізації схем фіксації вогнепальних перело-

мів стегнової кістки та вдосконалення клінічних протоколів лікування.

Висновки

Проведений чисельний аналіз напружено-деформованого стану продемонстрував, що система «кістка + інтрамедулярний спейсер + АЗФ зі стрижнями діаметром 6 мм» має біомеханічну перевагу над системою «кістка + інтрамедулярний спейсер + АЗФ зі стрижнями діаметром 5 мм» за показниками максимальних переміщень, напружень і деформацій. У той самий час, отримані значення досліджуваних показників не досягли граничних для кісткової тканини та фіксуючих елементів, що свідчить про достатню стабільність обох варіантів комбінованої фіксації і дозволяє використовувати їх залежно від конкретної клінічної ситуації.

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. Подальші дослідження мають бути спрямовані на вивчення клінічної ефективності запропонованої комбінованої методики фіксації кісткових уламків стегнової кістки шляхом проспективного аналізу результатів лікування пацієнтів із вогнепальними переломами. Необхідним є порівняння частоти ускладнень, термінів консолидації та функціональних результатів лікування за умов застосування стрижнів різного діаметра.

Інформація про фінансування. Дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

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

Список літератури

1. 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)
2. Kazmirchuk, A. P., Buryanov, O. A., Yarmolyuk, Y. O., & Matviichuk, B. V. (2025). Tactics of surgical treatment of gunshot diaphysis fractures of the femur: review of literature sources. *Current aspects of military medicine*, 32(1), 47–59. <https://doi.org/10.32751/2310-4910-2025-32-1-04> (in Ukrainian).
3. Khomenko, I. P., Lurin, I. A., Korol, S. O., Shapovalov, V. Yu., & Matviichuk, B. V. (2020). Conceptual principles of the wounded combatants' evacuation, suffering military surgical trauma on the medical support levels. *Clinical surgery*, 87(5–6), 60–65. <https://doi.org/10.26779/2522-1396.2020.5-6.60> (in Ukrainian)
4. Johnson, D. J., Versteeg, G. H., & Middleton, J. 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>
5. Makhubalo, O., Burger, M., & Jakoet, S. (2023). 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, 859–865. <https://doi.org/10.1007/s00068-022-02138-z>
6. Tisnovsky, I., Katz, S. D., & Pincay, J. I. (2021). Management of gunshot 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>
 7. 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>
 8. Lurin, I., Burianov, O., Yarmoliuk, Y., & Matviichuk, B. (2025). Analysis of the stress-deformed state of the femur with gunshot fracture with various methods of its fixation. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, (3), 5–11. <https://doi.org/10.15674/0030-5987202535-11>
 9. Kazmirchuk, A. P., Buryanov, O. A., Yarmoliuk, Y. O., Yalovenko, V. A., & Matviichuk, B. V. (2025). The use of intramedullary spacers for the prevention and treatment of infectious complications in victims with gunshot-related femoral fractures. *Current Aspects of Military Medicine*, 32(2), 10–22. <https://doi.org/10.32751/2310-4910-2025-32-2-01> (in Ukrainian).
 10. Korzh, M. O., Popsuishapka, O. K., Lytvysko, V. O., Shevchenko, I. V., Doluda, Y. A. (2023). Problematic issues of the treatment of diaphyseal gunshot fractures of long bones of extremities. *Orthopedics, traumatology and prosthetics*, (4), 109–120. <https://doi.org/10.15674/0030-598720234109-120>
 11. 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>
 12. 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>
 13. 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>
 14. Cowin, S. C. (2001). *Bone mechanics handbook*. CRC Press.
 15. Scherer, J., Hure, J., Madec, R., Bourdais, F. L., Van Brutz, L., Sao-Joao, S., Kermouche, G., Besson, J., & Tanguy, B. (2024). Tensile and micro-compression behaviour of AISI 316L austenitic stainless steel single crystals at 20 °C and 300 °C: Experiments, modelling and simulations. *Materials science and engineering: A*, 900, 146471. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2024.146471>.
 16. 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>
 17. Conway, J. D., Elhessy, A. H., Galiboglu, S., Patel, N., & Geshef, 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>
 18. 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>
 19. Ismat, A., Walter, N., Baertl, S., Mika, J., Lang, S., Kerschbaum, M., Alt, V., & Rupp, M. (2021). Antibiotic cement coating in orthopedic surgery: a systematic review of reported clinical techniques. *Journal of orthopaedics and traumatology*, 22(1), 56. <https://doi.org/10.1186/s10195-021-00614-7>

Стаття надійшла до редакції 01.11.2025	Отримано після рецензування 24.11.2025	Прийнято до друку 27.11.2025
---	---	---------------------------------

BIOMECHANICAL STUDY OF A COMBINED FIXATION SYSTEM FOR GUNSHOT FEMORAL FRACTURES

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

¹ National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv

² SI «Main Medical Clinical Centre of the Ministry of Internal Affairs of Ukraine», Kyiv

³ Bogomolets National Medical University, Kyiv

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

⁵ Military Medical Clinical Treatment and Rehabilitation Center, Irpin

✉ Igor Lurin, MD, Prof.: lurinnam@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0001-6280-1725>

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

✉ Yurii Yarmoliuk, MD, Prof.: Yuol707@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9583-1231>

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