

Функціональна надійність засобів фіксації складних переломів тазових кісток.

Частина 1. Матеріали і методи

М.М. Димань¹ • М.С. Шидловський² • М.І. Бобир² • А.М. Лакша³ • О.О. Фомін⁴

Received: 30 January 2024 / Revised: 1 March 2024 / Accepted: 11 March 2024

Анотація. Через військову агресію Російської Федерації проти України було поранено і травмовано велика кількість військових та цивільних. Поряд з переломами довгих кісток кінцівок, травмами черепа, ампутаціями кінцівок, збільшилась кількість ушкоджень в тазовій ділянці з переломами кісток тазу внаслідок ураження високошвидкісними снарядами що ранять (осколки, кулі).

Дана робота присвячена підготовці і дослідженню характеристик жорсткості та надійності фіксації складних переломів кісток тазу у ділянці крижово-клубового з'єднання та верхньої і нижньої гілок лобкової кістки, які можуть виникати внаслідок поранення високошвидкісними снарядами що ранять.

Крижово-клубова ділянка була зафіксована двома спонгіозними гвинтами з паралельним розташуванням на перетині горизонтальної та вертикальної площини (типова методика стабілізації задніх відділів тазу). Передні відділи кісток тазу були стабілізовані стрижневими апаратами зовнішньої фіксації з типовим розташуванням стрижнів у верхній передній клубовій ості. Верхня гілка лобкової кістки була синтезована накістковою реконструктивною пластиною з типовим розташуванням.

Ключові слова: біомеханіка, остеосинтез, зміщення уламків, фіксація перелому, жорсткість фіксації перелому, стабільність фіксації перелому, перелом кісток тазу, гвинти, пластина, стрижневий апарат зовнішньої фіксації, кістки тазу, ураження високошвидкісними снарядами що ранять (осколки, кулі).

Вступ

За досвідом війн і локальних військових конфліктів кінця ХХ та початку ХХІ століть кількість бойових ушкоджень тазу становить у середньому до 5% усіх поранень і 3–4% від санітарних втрат, а найрозповсюдженішими видами ушкоджень є осколкові 85% та кульові 12% поранення. На Сході нашої країни під час АТО/ООС та повномасштабних бойових дій останніх років кількість бойових ушкоджень тазу становила 2,7%. При вогнепальних пораненнях тазової ді-

лянки переломи тазових кісток діагностуються у 25% поранених, у більшості з яких вони мають дірчастий та уламковий характер, значно менше – крайові або лінійні переломи, відриви фрагментів. У структурі ушкоджень цієї бойової травми спостерігалось 12% ізольованих вогнепальних поранень, множинних – 8%, поєднаних – 80% [1]–[3].

Закриті травми тазу діагностуються суттєво рідше і бувають як бойовими, так і не бойовими. У структурі травм мирного часу в Україні щорічно травмується до 2,5 млн. осіб, з яких 10–15% становить політравма. В структурі сучасної політравми питома вага ушкоджень тазової ділянки за останні десятиліття зросла з 6% до 15,3%, з тенденцією до зростання як частоти, так і тяжкості травми [1], [5], [6].

Нестабільні ушкодження тазу в 60–70% спостережень – це здебільшого компонент тяжкої поєднаної травми з ушкодженням інших анатомічних ділянок, серед яких переважає травма голови і кінцівок. До 25% пацієнтів мають поєднане пошкодження тазу і тазових органів [1], [4].

✉ М.М. Димань
mrs_d@ukr.net

¹ ІЕЗ ім. С.О. Патона НАН України, Київ, Україна

² КПШ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

³ Українська військово-медична академія, Київ, Україна

⁴ Військово-медичний клінічний центр Центрального регіону, Вінниця, Україна

Стабілізація тазового кільця – є одним з надійних засобів зупинки внутрішньотазової кровотечі, так і попередження прогресування шоку не тільки при стаціонарному лікуванні, але і під час медичної евакуації [1], [4], [5], [6].

На сучасному етапі розвитку травматології широко застосовується біомеханічне експериментальне обґрунтування з комп'ютерним моделюванням ефективності систем фіксації уламків кісток різних анатомічних ділянок як у поранених з вогнепальними ушкодженнями, так і у постраждалих із закритою травмою [1], [7].

Проблематика дослідження

Недостатність якісних та надійних систем остеосинтезу переломів кісток отриманих внаслідок ураження високошвидкісними снарядами що ранять (з 2014 року в Україні потреба в таких операціях була втричі більшою, ніж можливості медичних установ, а в умовах військового стану – вона стрімко зростає і продовжує зростати) [8]. Що обумовлює необхідність пошуку нових матеріалів, конструкцій, технологій виробництва в цій галузі медицини.

Роботу спрямовано на удосконалення систем остеосинтезу складних переломів тазових кісток та технологію їх виробництва.

Сучасні системи остеосинтезу переломів тазових кісток не мають достатньої варіативності та мало відрізняються від свого першого прототипу. Незважаючи на значні успіхи у використанні нових матеріалів в травматології та ортопедії, це не дозволяє забезпечити стабільність фіксації та надійну експлуатацію систем остеосинтезу переломів тазових кісток при бойовій травмі, створює негативний вплив на прогноз у лікуванні.

Удосконалення конструкції, використання нових матеріалів та методів їх виготовлення і покриття дозволить ефективно використовувати властивості наявних біомедичних матеріалів, покращити експлуатаційні характеристики, скоротити терміни лікування а також покращити якість життя поранених.

Огляд існуючих досліджень

В літературі описані випадки розхитування гвинтів і їх зміщення з наступною втратою жорсткості фіксації перелому, особливо при використанні крижово-клубових гвинтів [9], [10].

Van Zwienen et al. і Yinger et al. [11], [12] у своїх роботах, які присвячені біомеханічним дослідженням виявили, що використання двох, а не одного, крижово-клубового гвинта збільшує жорсткість при фізіологічних навантаженнях.

В своєму дослідженні Tabaie et al. [13] продемонстрували, що додаткова компресія за допомогою блокованого трансакрального гвинта значно збільшила стабільність при переломі типу С (згідно універсальній

класифікації переломів AO/ASIF). Навпаки, Salari et al. [14] у своєму біомеханічному дослідженні не виявили суттєвої різниці при порівнянні довгих крижово-клубових і трансакральных гвинтів при переломах тазового кільця типу С. З огляду на одночасну стабілізацію переднього тазового кільця в разі переломів типу С, Lodde et al. [15] у своєму біомеханічному дослідженні змогли досягти вищої стабільності, використовуючи ретроградний лобковий гвинт і крижово-клубовий гвинт.

Šídlo K., Hlaváček D. et al. (2022) [16] порівняли результати паралельного і конвергентного введення клубово-хрестцевих гвинтів у тіло S1 хребця при остеосинтезі ушкоджень задньої дуги таза. Гвинти вводили або в паралельній, або в перехресній орієнтації. Перехресне введення дає змогу з'єднати різьблення обох гвинтів між собою. У цьому методі перший гвинт вводиться в центр тіла хребця S1 як компресійний гвинт. Другий гвинт вставляється як позиціонуючий гвинт і розміщується так, щоб різьблення обох гвинтів зімкнулося. Клубово-крижові гвинти забезпечують достатню стабільність задньої дуги при переломах таза типів В і С за умови стабільності передньої дуги таза. Конвергентне введення клубово-крижових гвинтів може підвищити стабільність фіксації.

Дослідження Longfei Ye, Jianzhong Guan et al. (2022) [17] присвячене дослідженню та удосконаленню зовнішнього апарата фіксації при вертикальних та ротаційно нестабільних переломах тазу типу C1.3. Під час використання апарату зовнішньої фіксації таза існує більший ризик інфікування тканин навколо стержнів, їх розхитування та редукція [18], [19]. Автори модифікували традиційний зовнішній фіксатор імплантацією по одному транспедикулярному гвинту в кожний лобковий горбик по обидва боки, щоб замінити тазові гвинти на контралатеральному боці. Біомеханічні дослідження показали кращу ротаційну і передню стабільність, а також ефективне запобігання виникненню зміщень фрагментів перелому переднього кільця.

Очевидно, що єдиного способу фіксації переломів тазових кісток внаслідок ураження високошвидкісними снарядами, що ранять, немає, а результати досліджень не враховують пошкодження структур кістки внаслідок ударно-хвильової остеопорозоподібної трансформації (УХОТ) (невідоме розповсюдження зони цього пошкодження при пораненні кістки снарядами, що ранять, з різною енергією) [7].

Мета роботи

З огляду на вищевикладене, мета роботи полягає в розробці ефективного методу забезпечення міцності та жорсткості засобів остеосинтезу переломів тазових кісток людини отриманих високошвидкісними снарядами, що ранять (осколки, кулі), та їх удосконалення; одержання нових даних про їх опір зовнішнім навантаженням, деформування та розвиток зміщень у перело-

мах під дією короткочасних та довготривалих циклічних навантажень; обґрунтування експериментальних біомеханічних методик з комп'ютерним моделюванням ефективності систем зовнішньої фіксації кісток тазу при бойовій травмі.

Підготовка препаратів до випробувань

Перед випробуваннями на всіх зразках тазових кісток моделювали прямі переломи в дорсальному та вентральному відділах. Переломи моделювали шляхом поперечної остеотомії осциляторною пилкою та фіксували двома способами: 1) в дорсальному відділі шляхом паралельного введення спонгіозних гвинтів та стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації та 2) в дорсальному відділі шляхом паралельного введення гвинтів та армування в вентральному відділі із застосуванням накісткової реконструктивної пластини і стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації.



Рис. 1. Моделювання і фіксація перелому тазової кістки

Для виключення сторонніх деформацій у місцях контакту зразків з випробувальним обладнанням, що ускладнюють аналіз експериментальних даних, досліджувані зразки мають бути жорстко закріплені. Попередніми експериментами встановлено [20], [21], що для закріплення досліджуваних препаратів на робочому столі випробувальної машини найбільш підходять пластикові опори (Протакрил М), що виготовляють індивідуально для кожної кістки.

Основні функції опор: встановлення тазової кістки в фізіологічному положенні; мінімізація додаткових

деформації препаратів, що виникають в місці контакту кістки з вузлами випробувального обладнання; створення умов для навантаження у сагітальному напрямку.

Опори у вигляді паралелепіпедів попередньо виливали з спеціального пластика, що застосовується в стоматології. Зазначений пластик має всі необхідні властивості для виготовлення опор: підвищену жорсткість (модуль пружності не менше 2000 МПа) для запобігання деформування опори в процесі навантаження; достатньо малу в'язкість для точного повторення форми епіфіза при заливці; низьку температуру полімеризації і малий час затвердіння (пластмаса твердне протягом 40–60 хв. з виділенням тепла і нагріванням не більше, ніж до 60°C).

Нижня поверхня опори формується на сталевій плиті. Для формування бічних поверхонь опор використовуються сталеві пластини, що утворюють прямокутники (огороження) зі сторонами 40–110 мм та 30–70 мм. Такі розміри сторін забезпечують розміщення кістки в межах обсягу опори.

Куприк, криж і дорсальну поверхню тазостегнового суглобу тазової кістки (рис. 2) поміщали в зазначену форму, а кістку нерухомо закріплювали у фізіологічному положенні. Форми заливали змішаними компонентами пластмаси. Після затвердіння опори, огороження видаляли, а поверхні отриманого паралелепіпеда з фіксованою в ньому кісткою обробляли механічними способами для надання паралельності їх протилежним поверхням.



Рис. 2. Виготовлення опор для тазової кістки

Для випробування при навантаженні на перетині горизонтальної та вертикальної площини з напрямленням на розтягнення (розрив) тазового кільця (рис. 3) препарати фіксували на спеціально виготовлений робочий стіл, який в свою чергу закріплювався на робочому столі універсальної випробувальної машини.



Рис. 3. Тазова кістка встановлена на спеціально виготовлений робочий стіл для випробування

Зусилля на зразок передавали через сталевий стрижень діаметром 5 мм, закріплений на динамометрі (рис. 4). Для запобігання виникнення додаткових деформацій у місці контакту стрижня з кістковою тканиною між стрижнем та кісткою розміщували круглий металевий ущільнювальний диск діаметром 10 мм і товщиною 1–2 мм (рис. 4 б).

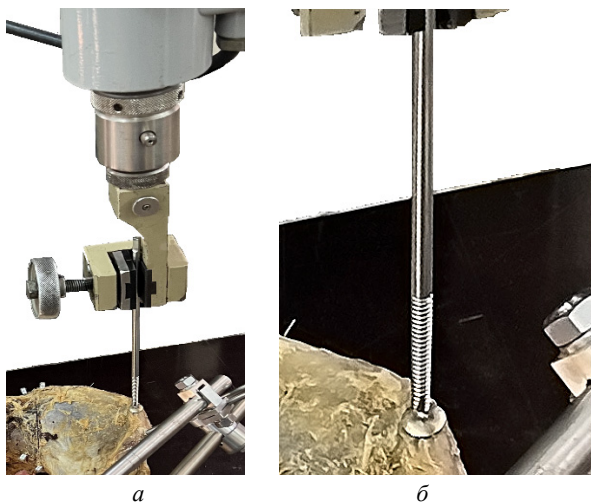


Рис. 4. Передача зусилля на зразок: *а* – стрижень, що передає зусилля; *б* – місце контакту стрижня з металевим диском

Для навантаження препаратів використовували універсальну випробувальну машину TIRAtest-2151 [22]–[24], призначену для визначення механічних властивостей конструкцій із металів, пластмас, волокон, композиційних матеріалів тощо.

Швидкість деформування зразка становила 2.5 мм/хв. Попереднє навантаження становило 10 Н.

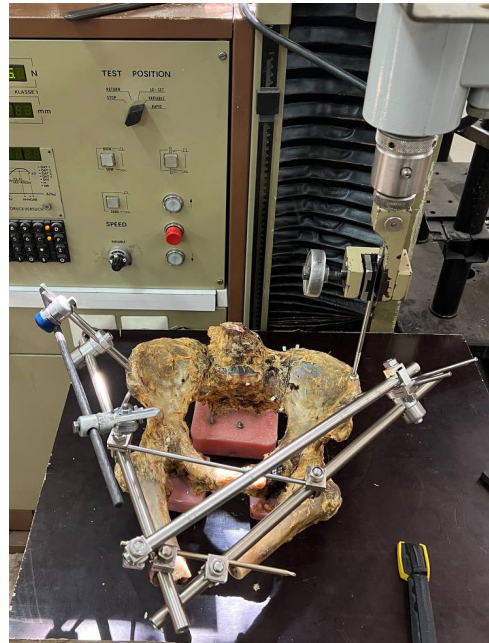


Рис. 5. Тазова кістка на робочому столі випробувальної машини TIRAtest-2151 при випробуваннях в режимі циклічних навантажень при згині

Позначення точок перелому та вимірювання переміщень

Як ідентифікаційні маркери для реєстрації переміщень точок перелому використовували прямокутні пластинки (розмірами 0,6 см×2 см, товщиною 1 мм), виготовлені з листового ПВХ які нерухомо (жорстко) закріплювали до кісткової тканини в вентральному та дорсальному відділах тазової кістки (рис. 6). На поверхнях маркерів були нанесені взаємно контрастні риси, що утворювали перехрестя. Як показала практика, такий спосіб дозволяє достатньо точно проводити подальшу обробку зображень на дисплеї ПК.

На рис. 7 зображено схема визначення переміщень точок перелому та взаємного кута повороту частин перелому.

Способи реєстрації переміщень точок перелому тазової кістки. Переміщення, що виникають у переломах тазових кісток під дією навантажень, реєстрували двома способами.

Спосіб 1. Запис діаграм деформування за допомогою системи реєстрації випробувальної машини TIRAtest-2151 у координатах “навантаження – пере-

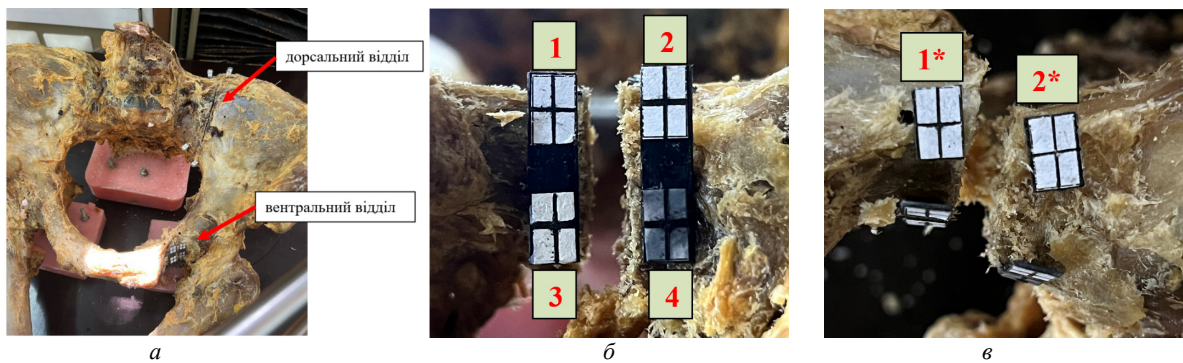


Рис. 6. Позначення відділів тазової кістки та схема нумерації ідентифікаційних маркерів: б – вертикальні вентральні маркери; в – горизонтальні вентральні маркери

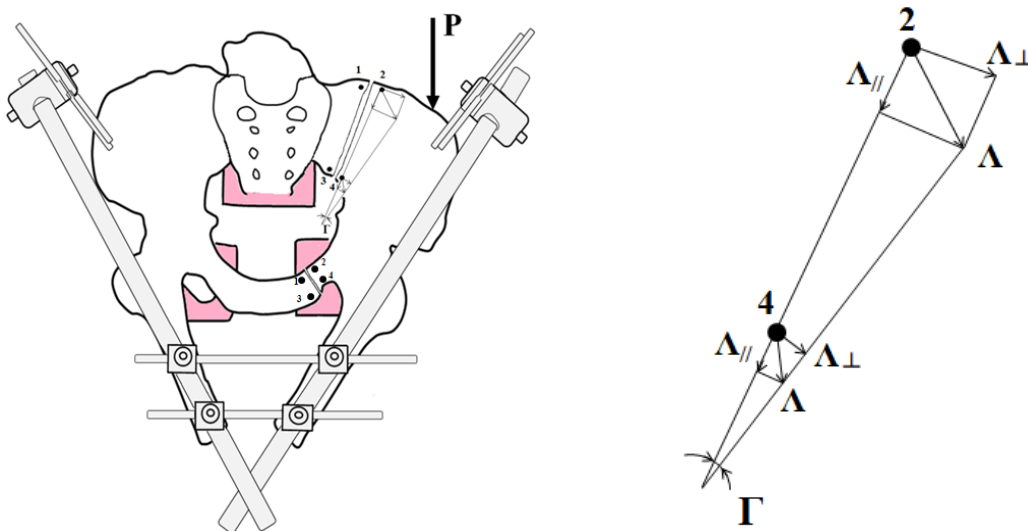


Рис. 7. Схематичне зображення переміщень точок перелому і визначення взаємного кута повороту частин перелому

міщення точки прикладання навантаження”. Цей спосіб застосовували при малих деформаціях на першому та останньому етапах дослідження. Малість деформацій обумовлена необхідністю зберегти зразки у непошкодженному стані для подальших випробувань.

По закінченню дослідження отримана інформація фіксувалася у вигляді діаграми деформування у координатах “зусилля P – переміщення Δ ”.

Спосіб 2. Реєстрація переміщень методом цифрового фотографування. Це універсальний спосіб і його використовували при всіх режимах випробувань зі збереженням інформації у вигляді фотознімків.

Для вимірювання переміщень на відстані 100 мм від зразка встановлювали цифрову фотокамеру з такими характеристиками: система професійних камер 12 Мп: ширококутна (семилінзовий об’єктив) та надширококутна (шестилінзовий об’єктив). Ширококутна діафрагма $f/1,5$, надширококутна діафрагма $f/1,8$ і кут огляду 120° , оптичний зум 3х (наближення) і 2х (віддалення); діапазон оптичного зуму бх, цифровий зум до

15х. Місце перелому тазової кістки фотографували у вихідному стані (при попередньому навантаженні 10 Н) та під навантаженням заданої величини.

Режими випробування були максимально наближені до реальних режимів фізіологічних навантажень: досліджувалися дії стискаючих, згинальних та ротаційних навантажень, що діють на кістку; окрім статичних випробувань досліджені дії циклічно-змінного навантаження.

За допомогою програмного забезпечення для обробки цифрових зображень вимірювали відстані між ідентифікаційними мітками в піxel і за допомогою масштабного коефіцієнту перераховували величини відстаней в міліметрах. Масштабний коефіцієнту визначали попереднім фотографуванням калібру з відомим розміром. Розрахунок переміщень точок перелому під дією навантажень детально описано у роботах [25], [26].

Результати розрахунків повних абсолютних переміщень вентральних точок перелому в вертикальному напрямі для двох систем фіксації наведені в табл. 1.

Таблиця 1. Результати розрахунків повних абсолютних переміщень вентральної точки, мм

Спосіб фіксації 1 : фіксація в дорсальному відділі шляхом паралельного введення спонгіозних гвинтів та стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації		
Навантаження	Повні абсолютні переміщення точок $\bar{\Delta}_{1-2}^V$, мм	Повні абсолютні переміщення точок $\bar{\Delta}_{3-4}^V$, мм
50 Н	0,85	0,92
75 Н	1,30	1,46
100 Н	1,93	1,97
150 Н	3,04	3,17
Спосіб фіксації 2 : фіксація в дорсальному відділі шляхом паралельного введення гвинтів та армування в вентральному відділі із застосуванням накісткової реконструктивної пластини і стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації		
Навантаження	Повні абсолютні переміщення точок $\bar{\Delta}_{1-2}^V$, мм	Повні абсолютні переміщення точок $\bar{\Delta}_{3-4}^V$, мм
50 Н	0,21	0,25
75 Н	0,31	0,34
100 Н	0,50	0,47
125 Н	0,58	0,58

З отриманих даних видно, що при способі фіксації 2 (фіксація в дорсальному відділі шляхом паралельного введення гвинтів та армування в вентральному відділі із застосуванням накісткової реконструктивної пластини і стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації) виникають менші лінійні переміщення. А при закріпленні способом 1 (фіксація в дорсальному відділі шляхом паралельного введення спонгіозних гвинтів та стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації) – більші.

Висновки

Проведено аналіз сучасних систем остеосинтезу, методів та результатів експериментального і аналітич-

ного дослідження міцності та жорсткості систем фіксації складних переломів тазових кісток.

Розроблено методику та програму випробувань тазових кісток з модельованими переломами та системами фіксації.

Обґрунтовано види та режими навантажень, підготовлено зразки до натурних стендових випробувань.

Розроблено методику вимірювання характеристик міцності і жорсткості систем остеосинтезу під дією статичних та циклічно-змінних навантажень.

Результати розрахунків повних абсолютних переміщень свідчать, що переміщення точок перелому при закріпленні способом 2 набагато менші, ніж при способі 1.

References

- [1] Ya. L. Zarutskyi, V. Ia. Bilyi, *Voienno-polova khirurgiia*, Kyiv: Feniks, 2018.
- [2] I. P. Khomenko et. al., *Medychno zabezpechennia Zbroinykh Syl Ukrainy pid chas antyterorystychnoi operatsii ta operatsii Obiednanykh syl na terytorii Luhanskoi ta Donetskoi oblasti*, Kyiv: Vydavnytstvo Liudmyla, 2020.
- [3] K. V. Humeniuk, et. al., *Likuvannia poranenykh z boiovymy ushkodzhenniamy zhyvota (za dosvidom ATO/OOS)*, V. I. Tsymbaliuka Ed., Kherson: Oldi+, 2022.
- [4] V. V. Burluka, "Varianty ekstrenoi zovnishnoi fiksatsii u postrazhdalykh z nestabilnymy poshkodzhenniamy taza pry politravmi," *Problemy viiskovoi okhorony zdorovia*, No. 46, pp. 251-261, 2016.
- [5] Ya. L. Zarutskyi, Ya. S. Kukuruz, V. V. Burluka, *Khirurgiia poshkodzhen tazuy i tazovykh orhaniv*, 2006.

- [6] L. N. Ankyn, Ya. L. Zarutskiy, N. L. Ankyn and V. V. Burluka, "Stabilizatsiia tazovoho kiltsia – nadiinyi metod zupynky vnutrishnotazovoi krovotечи u poterplykh z politravmoiu," *Odeskyi medychnyi zhurnal*, No. 4(84), pp. 14–15, 2004.
- [7] A. A. Laksha, "Biomekhanichne obgruntuvannia zastosuvannia system zovnishnoi fiksatsii v khirurhichnomu likuvanni poranenykh z vohnepalnymy perelomamy dovhykh kistok (kliniko-eksperymentalne doslidzhennia)," *Dys k.med. n.*, 2018.
- [8] I. P. Khomenko et al., "Clinical and Epidemiological analysis of the structure of combat surgical injury during Antiterrorist operation / Joint Forces Operation," *UJMM*, No. 2 (2), pp.5–13, 2021, doi: 10.46847/ujmm.2021.2(2)-005.
- [9] P. M. Rommens and A. Hofmann, "Comprehensive classification of fragility fractures of the pelvic ring: recommendations for surgical treatment," *Injury*, No. 44(12), pp.1733–1744, 2013, doi: 10.1016/j.injury.2013.06.023.
- [10] U. Culemann, A. Scola, G. Tosounidis, T. Pohlemann and F. Gebhard, "Versorgungskonzept der Beckenringverletzung des alten Patienten: Eine Herausforderung," *Unfallchirurg*, No. 113(4), pp. 258–271, 2010, doi: 10.1007/s00113-010-1762-3.
- [11] K. Yinger, J. Scalise, S. A. Olson, B. K. Bay and C. G. Finkemeier, "Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation," *J Orthop Trauma*, No. 17(7), pp. 481–487, 2003, doi: 10.1097/00005131-200308000-00002.
- [12] C. M. A. van Zwienen, E. W. van den Bosch, C. J. Snijders, G. J. Kleinrensink and A. B. van Vugt, "Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures," *J Orthop Trauma*, No. 18(9), pp. 589–595, 2004, doi: 10.1097/00005131-200410000-00002.
- [13] S. A. Tabaie, J. G. Bledsoe and B. R. Moed, "Biomechanical comparison of standard iliosacral screw fixation to transsacral locked screw fixation in a type C zone II pelvic fracture model," *J Orthop Trauma*, No. 27(9), pp. 521–526, 2013, doi: 10.1097/BOT.0b013e3182781102.
- [14] P. Salari, B. R. Moed and J. G. Bledsoe, "Supplemental S1 fixation for type C pelvic ring injuries: biomechanical study of a long iliosacral versus a transsacral screw," *J Orthop Traumatol.*, No. 16(4), pp. 293–300, 2015, doi: 10.1007/s10195-015-0357-8.
- [15] M. F. Lodde et al., "Biomechanical comparison of five fixation techniques for unstable fragility fractures of the pelvic ring," *J Clin Med.*, No. 10(11), pp. 2326, 2021, doi: 10.3390/jcm10112326.
- [16] K. Šídlo, D. Hlaváček, P. Dousa, J. Marvan, A. Whitley and V. Džupa, "Does Convergent Placement of Interlocking Iliosacral Screws into the Body of Vertebra S1 Prevent Screw Migration? Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca," No.89, pp.108–113, 2022, doi: 10.55095/achot2022/016.
- [17] Ye. Longfei et al., "Modified internal fixator combined with sacroiliac screws in treatment of Tile C1.3 pelvic fracture," *Zhongguo xiu fu chong jian wai ke za zhi = Zhongguo xiufu chongjian waikē zazhi = Chinese journal of reparative and reconstructive surgery*, No. 36, pp. 1447–1452, 2022, doi: 10.7507/1002-1892.202208014.
- [18] Wu Gang, Tan Lun, Li Bangqing, Zhang Caidong and Zhang Zhiwei, "Comparison of the efficacy of minimally invasive percutaneous bridge-type internal fixation and traditional external fixation in the treatment of unstable pelvic fractures," *Chinese Journal of Reconstructive and Reconstructive Surgery*, No. 34(5), pp. 563–568, 2020, doi: 10.7507/1002-1892.201907054.
- [19] R. Bagga et al., "INFIX/EXFIX: Innovation managing pelvic fractures in difficult scenarios," *J Postgrad Med*, No. 65(3), pp. 177–180, 2019, doi: 10.4103/2Fjpgm.JPGM_144_19.
- [20] M. Shidlovskiy, M. Dyman and T. Omelchenko, "The tibia fractures fixation system deformation characteristics," *Mechanics and Advanced Technologies*, No. 3 (84), pp. 52–60, 2018, doi: 10.20535/2521-1943.2018.84.141615.
- [21] M. S. Shydlovskiy, O. P. Zakhovayko, M. M. Dyman and O. S. Musiienko, "Osoblyvosti mekhanichnykh vyprobuvan system osteosyntezy," in *Proc. Progressive Technics, Technology and Engineering Education*, pp. 20–24, 2021, doi: 10.20535/2409-7160.2021.XXII.240393.
- [22] M. S. Shydlovskiy, A. M. Laksha, O. A. Burianov and M. M. Dyman, *Eksperymentalni doslidzhennia zasobiv osteosyntezy*, Kyiv: Lenvit, 2016.
- [23] M. S. Shydlovskiy, "Metody doslidzhennia deformivnoi nadiinosti system osteosyntezy kintsivok liudyny," *Biomedychna inzheneriia*, No. 1, pp. 24–31, 2011.
- [24] M. S. Shydlovskiy, A. M. Laksha and D. E. Shpak, "Naturni doslidzhennia system "velykohomilkova kistka z perelomom – stryzhnevyyi aparat fiksatsii", *Vestnik Nacional'nogo tehničeskogo universiteta "Kievskij politehničeskij institute". Serija mashinostroenie*", No. 61, pp. 134–140, 2011.
- [25] M. Shidlovskiy, O. Zakhovayko and M. Dyman, "Application of digital photography in biomechanical studies of osteosynthesis systems," *Mechanics and Advanced Technologies*, No. 1 (82), pp. 123–130, 2018, doi: 10.20535/2521-1943.2018.82.126215.
- [26] M. S. Shydlovskiy, O. P. Zakhovayko and M. M. Dyman, "Sposib vyznachennia peremishchen v systemakh osteosyntezy," in *Proc. XVII Progressive Technics, Technology and Engineering Education*, Odesa, pp. 21–22, 2016.

Functional reliability of means of fixation for complex pelvic fractures. Part 1: Materials and methods

M. Dyman¹ • M. Shydlovskiy² • M. Bobyr² • A. Laksha³ • O. Fomin⁴

¹ E.O. Paton Electric Welding Institute, Kyiv, Ukraine

² Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine

³ Ukrainian Military Medical Academy, Kyiv, Ukraine

⁴ Military Medical Clinical Center of the Central Region, Vinnytsia, Ukraine

Abstract. Due to the military aggression of the Russian Federation against Ukraine, a large number of soldiers and civilians were wounded and injured. Along with fractures of the long bones of the limbs, skull injuries, limb amputations, the number of injuries in the pelvic area with fractures of the pelvic bones as a result of being hit by high-velocity projectiles (shrapnel, bullets) has increased.

This work is devoted to the preparation and research of the characteristics of stiffness and reliability of fixation of complex fractures of the pelvic bones in the area of the sacroiliac joint and the upper and lower branches of the pubic bone, which may occur as a result of injury by high-velocity projectiles that injure.

The sacroiliac area was fixed with two cancellous screws with a parallel arrangement at the intersection of the horizontal and vertical planes (a typical technique for stabilizing the posterior parts of the pelvis). The anterior parts of the pelvic bones were stabilized with rod devices of external fixation with a typical location of the rods in the upper anterior iliac spine. The upper branch of the pubic bone was synthesized with a bony reconstructive plate with a typical location.

Keywords: biomechanics, osteosynthesis, displacement of fragments, fracture fixation, fracture fixation rigidity, rigidityfracture fixation stability, pelvic fracture, screws, plate, external fixation apparatus, pelvic bones, injuries by high-velocity wounding projectiles (fragments, bullets).
