

Функціональна надійність засобів фіксації складних переломів тазових кісток.

Частина 2. Експериментальні дослідження при статичних навантаженнях

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

Received: 4 March 2024 / Revised: 1 May 2024 / Accepted: 10 June 2024

Анотація. Засоби фіксації переломів мають забезпечувати надійне закріплення уламків кісток, максимально унеможлививши їх взаємне зміщення в процесі транспортування та лікування пацієнтів. На сьогодні в травматології та ортопедії використовують для фіксації складних переломів тазових кісток, які виникли внаслідок ураження високошвидкісними снарядами, що раниють, дві методики фіксації: за допомогою паралельного введення спонгіозних гвинтів (остеосинтез задніх відділів тазового кільця) і стабілізація стрижневим апаратом зовнішньої фіксації та фіксація накістковою реконструктивною пластиною (остеосинтез передніх відділів тазового кільця). Передні відділи тазу стабілізуються частіше, тому що ця методика більш простіша, не потребує багато часу та високої кваліфікації хірурга. Проте, така методика фіксації не забезпечує достатню стабільність з'єднання уламків кісток тазового кільця. Для подальшого удосконалення конфігурації систем фіксації необхідно провести порівняльні експериментальні дослідження жорсткості та стабільності фіксації на натурних препаратах при реальних видах та рівнях навантажень з модельованим пошкодженням передніх та задніх відділів тазового кільця. Дана робота присвячена дослідженню характеристик жорсткості та надійності фіксації складних переломів кісток тазу з пошкодженням тазового кільця при статичних навантаженнях. Розроблена методика визначення деформаційних характеристик та проведені натурні дослідження засобів фіксації складних переломів тазових кісток. Вивчено процеси виникнення і розвитку взаємних зміщень точок перелому при дії розтягу та згину.

Ключові слова: біомеханіка, остеосинтез, зміщення кісткових уламків, фіксація перелому, жорсткість фіксації перелому, стабільність фіксації перелому, перелом кісток тазу, спонгіозні гвинти, накісткова пластина, стрижневий апарат зовнішньої фіксації.

Вступ

Застосування високоенергетичної вогнепальної зброї призводить до збільшення постраждалих з нестабільними пошкодженнями таза з високим рівнем ускладнень (до 80 %), летальності (до 70 %) і інвалідності (до 68 %) [1], що вказує на те, що дана проблема є однією з актуальних у сучасній травматології і хірургії [2].

У структурі сучасної бойової травми особливе місце займають вогнепальні переломи, лікування яких

є складною проблемою. Вогнепальні переломи при пораненні сучасними видами зброї переважно є уламковими [3], [4].

Тяжкі пошкодження таза дуже часто загрожують життю пацієнта. Кістки таза створюють тазове кільце зі складною тримірною конфігурацією і при тяжких травмах, зазвичай, пошкоджується в декількох його відділах. Біомеханічні дослідження показують, що показники стабілізації таза при внутрішньому остеосинтезі значно перевищують показники при зовнішній фіксації. Тому лікування, здебільшого, починають з зовнішньої фіксації, а потім переходять до заключної внутрішньої або комбінованої фіксації [5], [6].

Складні нестабільні переломи тазових кісток включають в себе: повний розрив крижово-клубових зв'язок, перелом задніх відділів клубової кістки, перелом лонної кістки, трансфораменальний перелом крижі із вертикальним зміщенням тазових кісток. Фіксація перелому тільки в вентральному відділі тазового

✉ 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

кільця не забезпечує стабільність його дорсального відділу. С. Barrientos-Mendoza et al. [7] у своєму дослідженні вважають, що достатню стабілізацію зовнішнім стрижневим апаратом фіксації або внутрішньої фіксації у вентральному відділі таза. Проте Carlos A. Encinas-Ullán et al. [8] вважають, що достатню тільки внутрішньої фіксації в дорсальному відділі таза. Однак, Yong-Cheol Yoon et al [9] у своєму дослідженні вважає необхідністю фіксацію обох відділів таза: при пошкодженні в дорсальному відділі стабілізацію реалізують пластинами, гвинтами, ілеолюмбальними стяжками, фіксацію вентрального відділу – стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації, пластинами.

Фіксація таких переломів, окрім клінічних показників, повинна мати певні механічні характеристики, зокрема, достатню жорсткість та стабільність при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися циклічно змінними навантаженнями за рахунок виконання лікувальних вправ, або в результаті дії поштовхів та вібрацій при транспортуванні постраждалого [10].

Системи остеосинтезу мають відповідати певним вимогам щодо механічних показників. Однією з основних вимог є мінімізація взаємних зміщень уламків кісток під дією зовнішніх навантажень. Підвищення жорсткості фіксації переломів кісток зменшує вірогідність виникнення ускладнень, пришвидшує процес регенерації кісткової тканини, що у свою чергу суттєво знижує тривалість лікування. Сучасні матеріали та певні обмеження навантажень, що обумовлено специфікою процесу лікування, як правило, забезпечують міцність систем остеосинтезу. Тому в даній публікації будуть розглянуті питання деформаційної надійності зазначених систем без звертання до проблем їх міцності [11].

Відновлювальне лікування постраждалих з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза типу С є важливим медичним та соціально-економічним питанням, що пов'язано з високою летальністю, інвалідизацією та довготривалою втратою працездатності постраждалих. Для реалізації цього пріоритетного нап-

рямку необхідні подальші дослідження, які забезпечать наукову основу для вдосконалення існуючих та розробки новітніх стабілізуючих конструкцій, що дасть змогу створити досконалу систему відновлювального лікування [12].

Мета роботи

Характеристики міцності та жорсткості засобів остеосинтезу складних переломів кісток таза, які отримані внаслідок ураження високошвидкісними снарядами що ранять (осколки, кулі) в цілому вивчено недостатньо, тому головним завданням нашого дослідження є встановлення залежностей функціональної надійності та дослідження особливостей просторових переміщень кісткових уламків таза під дією зовнішнього фізіологічного навантаження при стабілізації задніх та передніх відділів кісток таза за допомогою накісткових засобів фіксації та апаратів зовнішньої фіксації.

Встановлення цих характеристик дає змогу розробити ефективний метод забезпечення міцності та жорсткості засобів остеосинтезу переломів кісток таза отриманих високошвидкісними снарядами що ранять (осколки, кулі).

Експериментальні дослідження при статичних навантаженнях

Використовували анатомічні препарати тазових кісток трупів людей віком від 36 до 67 років, які померли від пошкоджень та захворювань, не пов'язаних з патологією опорно-рухового апарата. Консервація препаратів виконувалася заморожуванням до температури мінус 18 °С. Перед випробуваннями всі препарати розморожувалися у 0,9 % розчині натрію хлориду протягом 24 год. при температурі 37 °С.

Перед випробуваннями на всіх зразках тазових кісток моделювали прямі переломи в дорсальному та

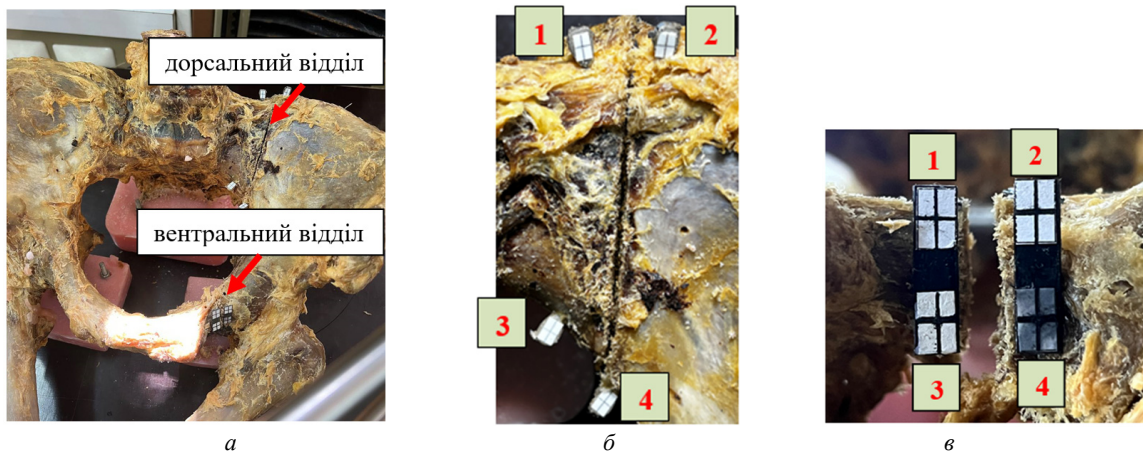


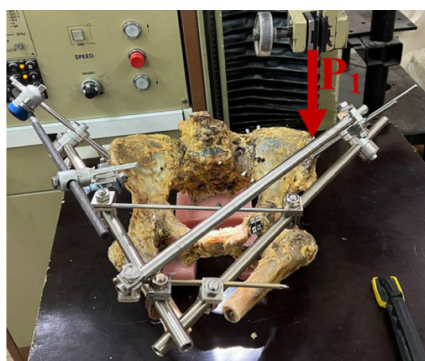
Рис. 1. Позначення відділів тазової кістки (а) та схема нумерації ідентифікаційних міток – дорсальні маркери (б) та вентральні маркери (в) [1]

вентральному відділах. Переломи моделювали шляхом поперечної остеотомії осциляторною пилюкою та фіксували двома способами: 1) в дорсальному відділі шляхом паралельного введення спонгіозних гвинтів та стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації (далі “Система остеосинтезу 1”) 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 (далі “Система остеосинтезу 2”) [1].

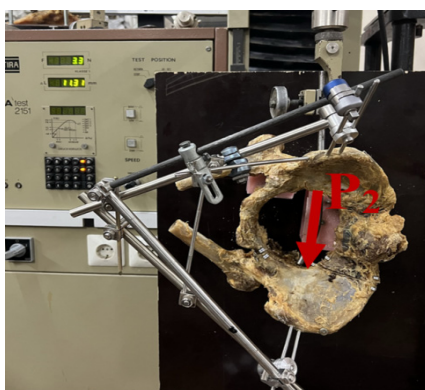
При складанні програми випробування та вибору режимів навантажень виділено основні характеристики, які є важливими для дослідження стабільності систем остеосинтезу. Це рівень пружних переміщень точок перелому при дії одноразового навантаження; рівень незворотних переміщень цих точок після навантаження та розвантаження; накопичення деформації.

Режими випробування були максимально наближені до реальних режимів фізіологічних навантажень: досліджувалися дії згинальних та розтягуючих (відривних) навантажень, що діють на тазову кістку.

Експерименти виконували з використанням універсальних випробувальних машин серії TIRA-test. Машина була доповнена системою реєстрації деформацій біологічних об'єктів за допомогою цифрових фото- і відеокамер [1].



а

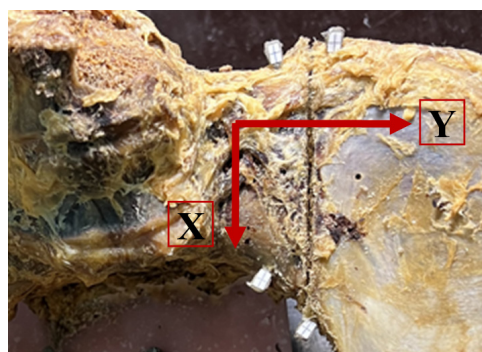


б

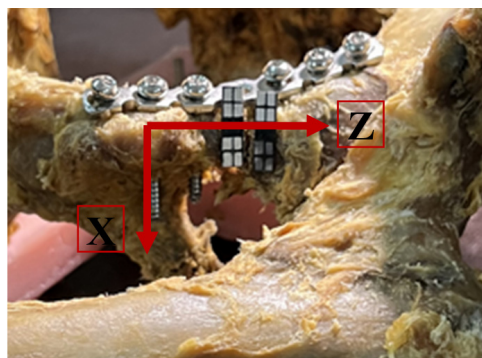
Рис. 2. Тазова кістка на робочому столі випробувальної машини TIRAtest-2151 при випробуваннях в режимі статичних навантажень в умовах згину (а) та розтягу (б)

Осі координат, точки перелому та переміщення точок позначені у спосіб, запропонований в роботах [13], [14]. На прикладі складних переломів кісток тазу, фіксованих двома різними способами показані напрями осей координат відносно анатомічних напрямів кістки та позначені частини та точки перелому (рис. 3).

Верхній індекс “*i*” застосовуємо для позначення площини кістки (дорсальна (*D*) або вентральна (*V*)). Перший нижній індекс “*j*” використовуємо для позначення осей, на які проектуємо переміщення (*X*, *Y* або *Z*). Другим нижнім індексом “*k-l*” позначаємо нумерацію ідентифікаційних міток.



а



б

Рис. 3. Анатомічні площини кістки та напрями координатних осей відносно перелому: дорсальна (спинна) (а), вентральна (передня) (б) площини кістки

За одержаними діаграмами деформування зразків після їх випробувань були визначені такі показники:

P_1 – навантаження, що викликають переміщення Δ_1 точки прикладення навантаження при згині;

P_2 – навантаження, що викликають переміщення Δ_2 точки прикладення навантаження при розтягу;

$\delta = \Delta/P$ – приведені переміщення точок прикладення навантаження по відношенню до навантаження;

В таблицях та на рисунках прийняті такі позначення абсолютних та приведених лінійних переміщень: $\Lambda_{j(k-l)}^i$ – проекції взаємних переміщень точок перелому на вісі *X*, *Y* та *Z*; $\bar{\Lambda}^i = \sqrt{(\Lambda_{j(k-l)}^i)^2 + (\Lambda_{j(k-l)}^i)^2}$ –

повні взаємні переміщення зазначених точок.

За лінійними ділянками діаграм переміщень визначені приведені переміщення точок перелому під дією стискаючого навантаження P :

$$\lambda_{j(k-l)}^i = \left| \Lambda_{j(k-l)}^i / P \right| - \text{приведені переміщення точок}$$

перелому у поздовжньому та поперечному напрямках відповідно;

$$\bar{\lambda}^i = \sqrt{(\lambda_{j(k-l)}^i)^2 + (\lambda_{j(k-l)}^i)^2} - \text{повні приведені переміщення зазначених точок.}$$

Системи остеосинтезу мають бути достатньо жорсткими та стабільними при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися компресійними, згинальними та ротаційними навантаженнями кісток.

Надалі під характеристиками жорсткості будемо розуміти взаємні зміщення точок перелому під дією фізіологічних навантажень кісток. Як характеристики стабільності будемо розглядати ступінь зміни цих зміщень у часі під дією довготривалих навантажень.

Реєстрацію переміщень та запис діаграми деформування у координатах “навантаження P – переміщення Δ ” (рис. 4–5 та рис. 10–11) проводили за допомогою виміральної системи випробувальної машини з точністю 0,1 Н та 0,01 мм. Після моделювання фіксації переломів випробували зразки при малих деформаціях, що обумовлено необхідністю зберегти зразки у непошкодженому стані для подальших випробувань.

Досліджувані зразки піддавали навантаженням силами P_1 при згині та P_2 при розтягу (рис. 2). Точки прикладання навантажень знаходились на відстанях e_1 при згині та e_2 при розтягу від вказаних місць переломів (табл. 1).

Таблиця 1. Розташування точки прикладання навантажень відносно систем остеосинтезу (рис. 2)

Система фіксації перелому	e_1	e_2
в дорсальному відділі	90,0	–
в вентральному відділі	119,7	49,8

Результати вимірювання переміщень точок перелому в дорсальному та вентральному відділах при дії згинального навантаження (рис. 1 б та 1 в).

Для випробування при дії згинальних навантажень препарати жорстко закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини (рис. 1 а).

Побудовано діаграми деформування, проведено аналіз цифрових зображень, розраховано приведені і абсолютні переміщення точок перелому.

Переміщення, що виникають у переломах під дією статичних навантажень, реєстрували шляхом запису діаграм деформування та методом послідовного фотографування зразка цифровою фотокамерою. Останнім способом для вимірювання переміщень на однакових відстанях від зразків встановлювали цифрову фотокамеру. Місця переломів тазової кістки фотографували у вихідному стані (при попередньому навантаженні 10 Н) та під навантаженням заданої величини.

Фотографічну зйомку у процесі навантаження зразків проводили з інтервалом 0,2 с. Зображення у цифровому вигляді обробляли, та визначали взаємні переміщення різних точок перелому. Подальшу обробку фотознімків та визначення взаємних зміщень точок переломів під навантаженням проводили за методикою, що описана в [15], [16].

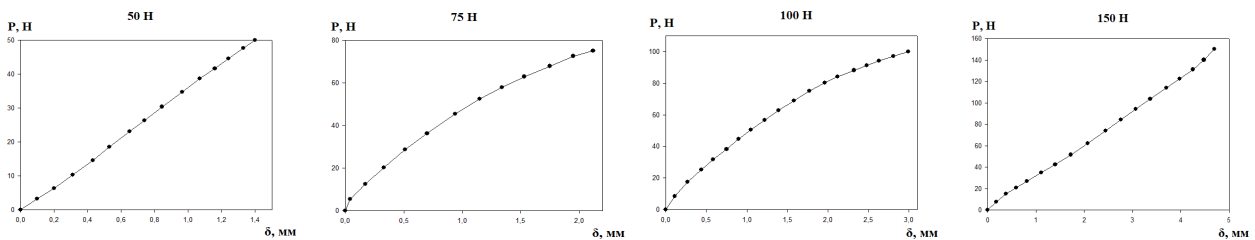


Рис. 4. Діаграми деформування перелому тазової кістки фіксованої в дорсальному відділі шляхом паралельного введення спонгіозних гвинтів та стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації

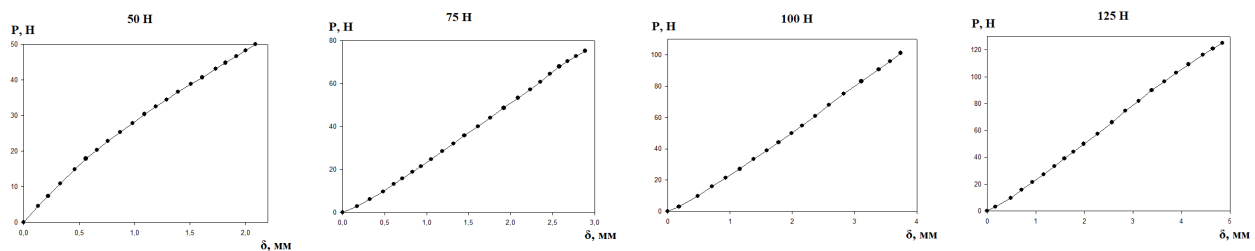


Рис. 5. Діаграми деформування перелому тазової кістки фіксованої в дорсальному відділі шляхом паралельного введення гвинтів та армування в вентральному відділі із застосуванням накісткової реконструктивної пластины і стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації

Таблиця 2. Результати розрахунків приведених переміщення дорсальних точок, λ ($\times 100$), мм/Н

Система остеосинтезу 1				
Навантаження	$\lambda^D_{X(1-2)}$	$\lambda^D_{X(3-4)}$	$\lambda^D_{Y(1-2)}$	$\lambda^D_{Y(3-4)}$
50 Н	1,78	1,46	0,36	4,00
100 Н	1,85	0,78	0,21	2,57
150 Н	2,11	0,28	0,10	2,40
Система остеосинтезу 2				
Навантаження	$\lambda^D_{X(1-2)}$	$\lambda^D_{X(3-4)}$	$\lambda^D_{Y(1-2)}$	$\lambda^D_{Y(3-4)}$
50 Н	1,66	0,26	1,56	0,10
100 Н	1,56	0,21	1,30	0,41
125 Н	1,74	0,37	1,20	0,57

При згинанні у переломах, фіксованих дослідженими системами фіксації, переміщення виникають не тільки у напрямі прикладання навантаження, а і у поперечних напрямках.

Співвідношення поздовжніх та поперечних переміщень не є однозначними. У переломі в дорсальному відділі, що фіксований системою остеосинтезу 1 переважають поздовжні переміщення (у 3,1 рази порівняно з поперечними переміщеннями), у системі остеосинтезу 2 переважають поперечні зміщення (у 1,2 рази порівняно з поздовжнім переміщенням). У переломі в вентральному відділі при фіксації системою остеосинтезу 1 – поздовжні (5,3 рази порівняно з поперечними), у системі остеосинтезу 2 переважають поперечні зміщення (у 2,1 рази порівняно з поздовжнім переміщенням).

Таблиця 3. Результати розрахунків приведених переміщення вентральних точок, λ ($\times 100$), мм/Н

Система остеосинтезу 1				
Навантаження	$\lambda^V_{X(1-2)}$	$\lambda^V_{X(3-4)}$	$\lambda^V_{Z(1-2)}$	$\lambda^V_{Z(3-4)}$
50 Н	0,24	0,18	1,86	2,01
75 Н	0,70	0,92	2,26	2,20
100 Н	0,57	0,92	3,57	3,45
150 Н	0,21	0,38	2,94	2,84
Система остеосинтезу 2				
Навантаження	$\lambda^V_{X(1-2)}$	$\lambda^V_{X(3-4)}$	$\lambda^V_{Z(1-2)}$	$\lambda^V_{Z(3-4)}$
50 Н	0,04	0,28	0,48	0,58
75 Н	0,46	0,16	0,06	0,04
100 Н	0,40	0,08	0	0,09
125 Н	0,36	0,07	0	0,06

Все це свідчить про те, що при оцінці максимальних сумарних переміщень в області переломів необхідно враховувати всі складові переміщень, а не тільки переміщення у напрямі дії зовнішнього навантаження. Потрібно проводити аналіз просторових переміщень точок переломів. Надалі при аналізуванні закономірностей деформування досліджених систем остеосинтезу враховуємо тільки повні переміщення точок перелому.

На рис. 6–9 представлено порівняння повних та приведених переміщень в переломах в дорсальному та вентральному відділі, з'єднаних різними типами остеосинтезу.

Повні взаємні переміщення вентральних точок перелому $\bar{\lambda}$, мм

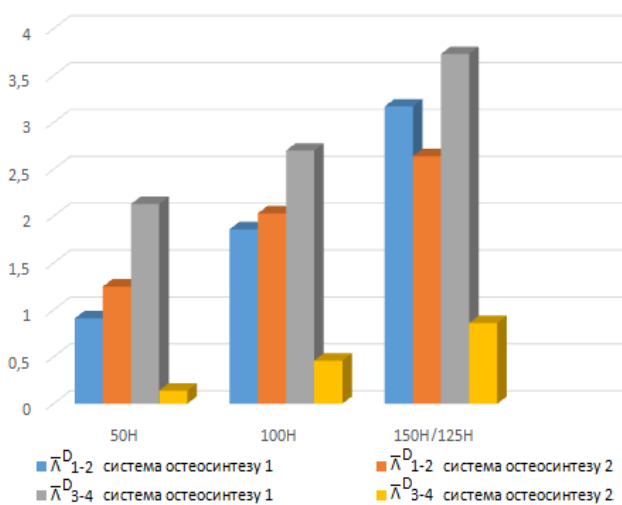


Рис. 6. Порівняння повних взаємних переміщень дорсальних точок перелому з системою остеосинтезу 1 та системою остеосинтезу 2.

Повні приведені переміщення вентральних точок перелому $\bar{\lambda}$, мм/Н

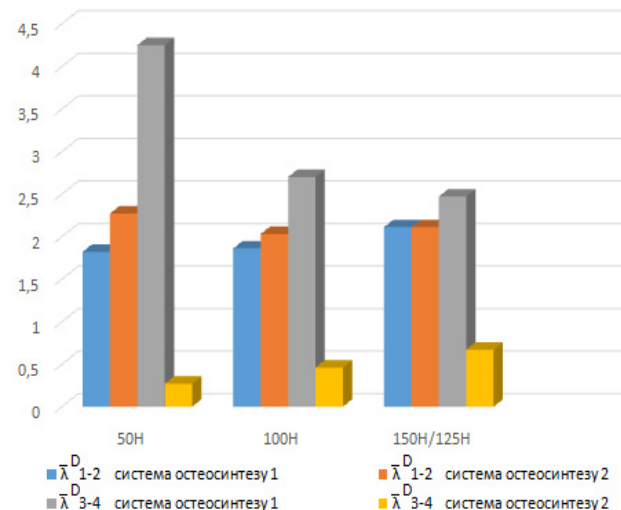


Рис. 7. Порівняння повних приведених переміщень дорсальних точок перелому з системою остеосинтезу 1 та системою остеосинтезу 2.

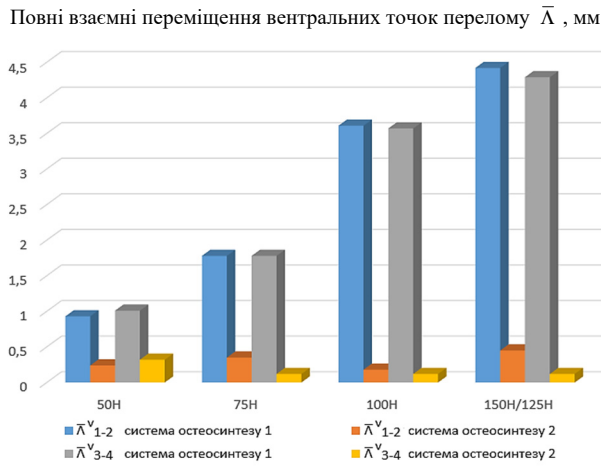


Рис. 8. Порівняння повних взаємних переміщень вентральних точок перелому з системою остеосинтезу 1 та системою остеосинтезу 2

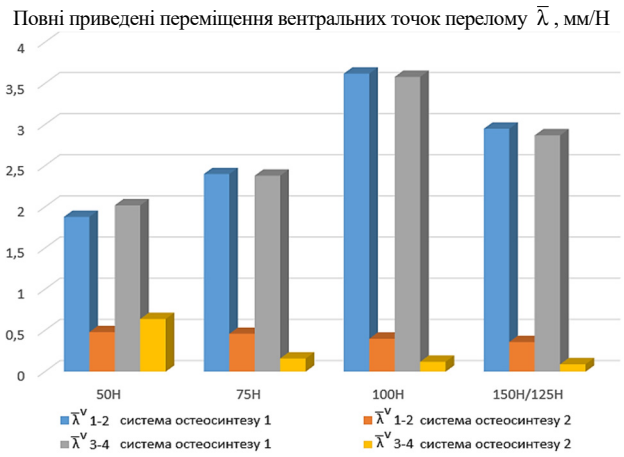


Рис. 9. Порівняння повних приведених переміщень вентральних точок перелому з системою остеосинтезу 1 та системою остеосинтезу 2

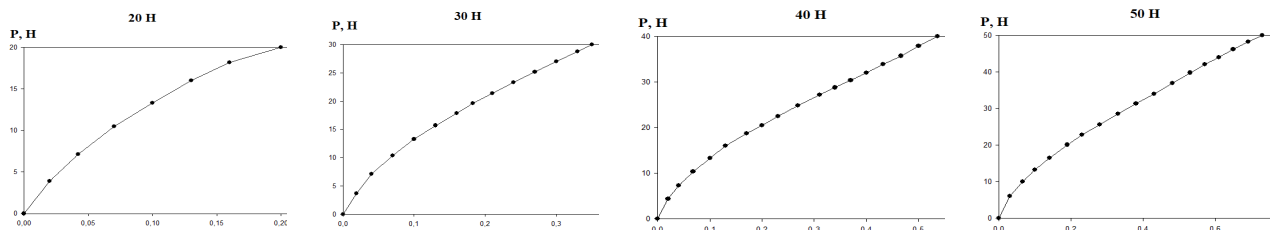
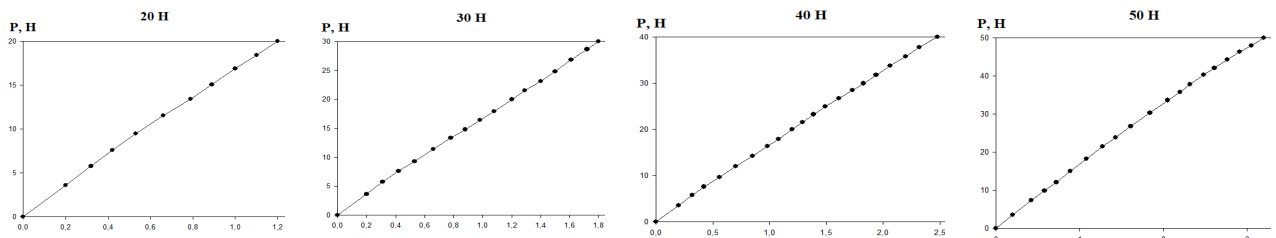
Результати вимірювання переміщень точок перелому в вентральному відділі при дії розтягуючих (розривних) навантажень

Для випробування при навантаженні на перетині горизонтальної та вертикальної площини з напрямленням на розтягнення (розрив) тазового кільця препарати фіксували на спеціально виготовлений робочий стіл, який в свою чергу закріплювався на робо-

чому столі універсальної випробувальної машини (рис. 2 б).

Побудовано діаграми деформування, проведено аналіз цифрових зображень, розраховано приведені і абсолютні переміщення точок перелому.

Діаграми деформування показані на рис. 10 та рис. 11, а деформаційні характеристики досліджених систем наведені в табл. 4.



Таблиця 4. Результати випробувань систем остеосинтезу при розтягу до навантаження P_{max} : кінцеві переміщення (Δ_k) визначені з табло випробувальної машини, приведені переміщення (δ) та жорсткість фіксації (C)

Система остеосинтезу 1				
№ п/п	P_{max} , Н	Δ_k , мм	$\delta \cdot 10^3$, мм/Н	C , Н/мм
1	20	1,20	60,00	16,66
2	30	1,80	60,00	16,66
3	40	2,48	62,00	16,13
4	50	3,20	64,00	15,62
Система остеосинтезу 2				
1	20	0,20	10,00	100,00
2	30	0,35	11,67	85,69
3	40	0,53	13,25	75,47
4	50	0,73	14,60	68,50

Таблиця 5. Результати розрахунків приведених переміщення вентральних точок, λ ($\times 100$), мм/Н

Система остеосинтезу 1				
Навантаження	$\lambda^V_{X(1-2)}$	$\lambda^V_{X(3-4)}$	$\lambda^V_{Z(1-2)}$	$\lambda^V_{Z(3-4)}$
20 Н	1,68	1,95	-0,54	-0,66
30 Н	3,03	3,27	-0,72	-0,83
40 Н	3,69	3,96	-0,84	-0,96
50 Н	4,07	4,60	-1,04	-1,20
Система остеосинтезу 2				
20 Н	0	0	-0,06	-0,09
30 Н	0	0	-0,18	-0,21
40 Н	0	0,03	-0,03	-0,06
50 Н	0,03	0,12	0	-0,03

Примітка. Знак “мінус” у зміщенні в напрямку Z означає, що суміжні точки перелому під навантаженням віддаляються, тобто відбувається зміщення частини перелому у фронтальну площину.

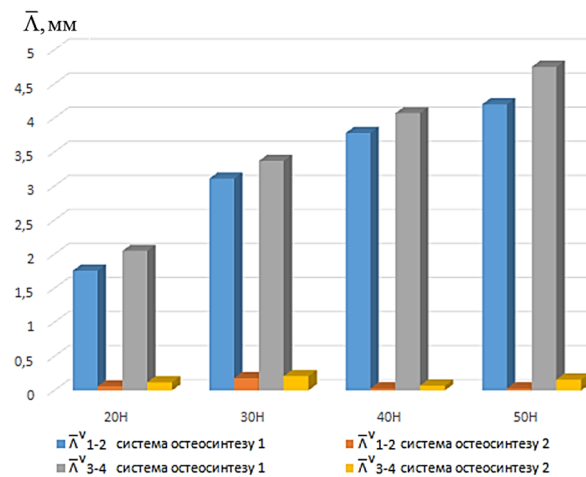


Рис. 12. Порівняння повних взаємних переміщень вентральних точок перелому з системою остеосинтезу 1 та системою остеосинтезу 2

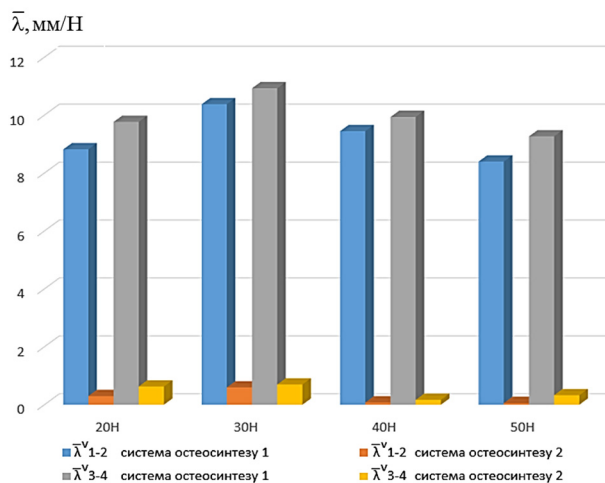


Рис. 13. Порівняння повних приведених переміщень вентральних точок перелому з системою остеосинтезу 1 та системою остеосинтезу 2

У табл. 4 розміщені дані, що одержані за діаграмами деформування. Представлено максимальні навантаження, розраховані приведені деформації та жорсткості систем остеосинтезу

Як видно з табл. 5, при розтягу у переломі, що фіксований системою остеосинтезу 1 переважають поперечні переміщення (у 2,9...3,8 рази порівняно з поздовжніми переміщеннями). У системі остеосинтезу 2 переважають поздовжні зміщення суміжних точок перелому у фронтальну площину.

На рис. 8 та рис. 12, деформаційні характеристики досліджених систем суттєво залежать як від типу і способу фіксації, так і від виду навантаження.

References

- [1] M. Dyman, M. Shydlovskiy, M. Bobyr, A. Laksha and O. Fomin, "Functional reliability of means of fixation for complex pelvic fractures. Part 1: Materials and methods," *Mech. Adv. Technol.*, Vol. 8, No. 1(100), pp. 54–61, 2024, doi: [10.20535/2521-1943.2024.8.1\(100\).297622](https://doi.org/10.20535/2521-1943.2024.8.1(100).297622).
- [2] O. Ye. Loskutov, I. I. Zherdev, A. M. Domanskyi and S. O. Korol, "Khirurgichna taktyka likuvannya vohnepalnykh poranen kintsivok v umovakh bahatoprofilnoi likarni," *Travma*, No. 17 (3), pp. 169–172, 2022, doi: [10.22141/1608-1706.3.17.2016.75804](https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.17.2016.75804).
- [3] J. Jorgensen, P. Naess and C. Gaarder, "Injuries caused by fragmenting rifle ammunition," *Injury*, No. 47 (9), pp. 1951–1954, 2016, doi: [10.1016/j.injury.2016.03.023](https://doi.org/10.1016/j.injury.2016.03.023).
- [4] C. Perkins, B. Scannell, B. Brighton, R. Seymour and K. Vanderhave, "Orthopaedic firearm injuries in children and adolescents: An eight-year experience at a major urban trauma center," *Injury*, No. 47 (1), pp. 173–177, 2016, doi: [10.1016/j.injury.2015.07.031](https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.07.031).
- [5] V. V. Burluka, *Khirurgichne likuvannya postrazhdalykh z nestabilnymy poshkodzhenniamy taza pry poli travmi*, Dys d.med.n., 2018. 369 p.
- [6] U. Culemann et al., "Pelvic fractures", *German medical journal*, No. 1, pp. 15–31, 2012. Available: https://www.german-medical-journal.eu/downloads/GMJ_14_ru.pdf.

Так, повні переміщення у переломі, з'єднаному системою остеосинтезу 1 більше переміщень у переломі з системою остеосинтезу 2 у 3,8...9,8 (згин) – 17,1...58,1 (розтяг) разів.

Висновки

1. При визначенні деформаційних властивостей систем остеосинтезу складних переломів тазових кісток недостатньо використовувати загальні деформації системи в цілому, а необхідно враховувати взаємні переміщення найбільш небезпечних точок області перелому.

2. У переломах, фіксованих дослідженими системами остеосинтезу, переміщення виникають у напрямі прикладання навантаження та в поперечному напрямі.

При оцінці переміщень в області переломів необхідно враховувати всі складові переміщень, а не тільки переміщення у напрямі дії зовнішнього навантаження.

3. Дослідження показали, що найменші переміщення при всіх видах короткочасного навантаження виникають у переломах, фіксованих в дорсальному відділі шляхом паралельного введення гвинтів та армування в вентральному відділі із застосуванням накісткової реконструктивної пластини і стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації (система остеосинтезу 2).

- [7] C. Barrientos-Mendoza et al., “The role of anterior supra-acetabular external fixator as definitive treatment for anterior ring fixation in unstable pelvic fractures,” *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.*, No. 48, pp. 3737–3746, 2022, doi: [10.1007/s00068-021-01711-2](https://doi.org/10.1007/s00068-021-01711-2).
- [8] Carlos A. Encinas-Ullán, José M. Martínez-Diez and E. Carlos Rodríguez-Merchán, “The use of external fixation in the emergency department: applications, common errors, complications and their treatment,” *EFORT Open Rev.*, No. 5(4), pp. 204–214, 2020, doi: [10.1302/2058-5241.5.190029](https://doi.org/10.1302/2058-5241.5.190029).
- [9] Yong-Cheol Yoon, Dae Sung Ma, Seung Kwan Lee, Jong-Keon Oh and Hyung Keun Song, “Posterior pelvic ring injury of straddle fractures: Incidence, fixation methods, and clinical outcomes,” *Asian Journal of Surgery*, No. 44(1), pp. 59–65, 2021, doi: [10.1016/j.asjsur.2020.03.021](https://doi.org/10.1016/j.asjsur.2020.03.021).
- [10] O. A. Burianov, A. A. Laksha, N. O. Borzykh and M. S. Shydlovskiy, “Biomekhanichno obgruntovane khirurgichne likuvannia poranenykh z vohnepalnymy perelomamy dovhykh kistok,” *Klinichna khirurgiia*, No. 85 (1), pp. 67–70, 2018, doi: [10.26779/2522-1396.2018.01.67](https://doi.org/10.26779/2522-1396.2018.01.67).
- [11] M. S. Shydlovskiy, A. M. Laksha, O. A. Burianov and M. M. Dyman, *Eksperymentalni doslidzhennia zasobiv osteosyntezy*, Kyiv, “Vydavnytstvo “Lenvit”, 2016.
- [12] O. A. Burianov, V. M. Domin and V. P. Kvasa, “Nestabilni poiednani poskodzhennia taza: suchasni pohliady na likuvannia,” *Travma*, No. 5(23), pp. 19–24, 2022, doi: [10.22141/1608-1706.5.23.2022.913](https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.913).
- [13] P. V. Nikitin, A. M. Laksha and M. S. Shydlovskiy, “Vyznachennia ta porivniannia zhorstkosti fiksatsii perelomu tarannoi kistky pry vykorystanni riznykh metodyk osteosyntezy (ekspyrymentalne doslidzhennia),” *Visnyk ortopedii, travmatolohii ta protezuvannia*, No.4, pp. 44–49, 2004.
- [14] P. V. Nikitin, A. M. Laksha and M. S. Shydlovskiy, “Naturne doslidzhennia zhorstkosti riznykh typiv operatyvnoi fiksatsii piatkovoi kistky pry vnutrishnosuhlobovykh perelomakh (ekspyrymentalne doslidzhennia),” *Litopys travmatolohii ta ortopedii*, No.1–2, pp. 16–20, 2004.
- [15] M. Shidlovskiy, M. Dyman, O. Zakhovayko, T. Omelchenko and A. Turchin, “Deformation of fixation means used in bone fractures of the extremities,” *Journal Series on Biomechanics*, No. 1 (33), pp. 59–68, 2019. Available: http://jsb.imbm.bas.bg/page/en/details.php?article_id=319.
- [16] M. Shidlovskiy, O. Zakhovajko, and M. Dyman, “Application of digital photography in biomechanical studies of osteosynthesis systems,” *Mech. Adv. Technol.*, no. 1(82), pp. 123–130, 2018, doi: [10.20535/2521-1943.2018.82.126215](https://doi.org/10.20535/2521-1943.2018.82.126215).

Functional reliability of means of fixation for complex pelvic fractures. Part 2. Experimental studies under static loads

M. Dyman¹ • M. Shydlovskiy² • 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. Fracture fixation devices should ensure reliable fixation of bone fragments, preventing their mutual displacement during transportation and treatment of patients. Today, in traumatology and orthopedics, two methods of fixation are used to fix complex fractures of the pelvic bones caused by high-velocity wounding projectiles: parallel insertion of spongy screws (osteosynthesis of the posterior pelvic ring) and stabilization with a rod apparatus of external fixation and fixation by means of reinforced with application of extramedullary reconstructive plate (osteosynthesis of the anterior pelvic ring). The anterior pelvis is stabilized more often because this technique is simpler, does not require much time and high qualification of the surgeon. However, this method of fixation does not provide sufficient stability of the connection of the pelvic ring bone fragments. For further improvement of the configuration of fixation systems, it is necessary to conduct comparative experimental studies of the stiffness and stability of fixation on natural specimens under real types and levels of loads with modeled damage to the anterior and posterior parts of the pelvic ring. This work is devoted to the study of the characteristics of stiffness and reliability of fixation of complex pelvic fractures with pelvic ring damage under static loads. A methodology for determining the deformation characteristics was developed and full-scale studies of fixation devices for complex pelvic fractures were performed. The processes of occurrence and development of mutual displacements of fracture points under tension and bending were studied.

Keywords: biomechanic, osteosynthesis, displacement of bone fragments, fracture fixation, fracture fixation stiffness, stiffness fracture fixation stability, pelvic fracture, spongy screws, pedicle plate, rod apparatus of external fixation.