Mech. Adv. Technol., Vol. 8, No. 3, 2024, pp. 225–232

DOI: 10.20535/2521-1943.2024.8.3(102).309363

УДК 620.171.3:616.71-001.5-089.227.84

Функціональна надійність засобів фіксації складних переломів тазових кісток. Частина 3. Експериментальні дослідження при циклічних навантаженнях

М. М. Димань[1] • М. С. Шидловський[1] • А. М. Лакша[3] • О. О. Фомін[4]

Received: 31 July 2024 / Revised: 5 September 2024 / Accepted: 24 September 2024

Анотація. *Фіксація уламків тазових кісток людини стандартними та новими засобами остеосинтезу, окрім клінічних показників, повинна мати достатньо високі механічні характеристики. Зокрема, система "кістка з переломом – система остеосинтезу" має бути достатньо міцною, жорсткою та стабільною при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися певними фізіологічними навантаженнями. На сьогодні в травматології та ортопедії використовують для фіксації складних переломів тазових кісток внаслідок ураження високошвидкісними снарядами, що ранять, два способи: фіксація за допомогою паралельного введення спонгіозних гвинтів і стабілізація стрижневим апаратом зовнішньої фіксації та фіксація накістковою реконструктивною пластиною. Передні відділи тазу стабілізуються частіше, тому що ця методика більш простіша, не потребує багато часу та високої кваліфікації хірурга. Проте, така методика фіксації не забезпечують достатню стабільність з'єднання уламків кісток тазового кільця. Проте, зазначені системи фіксації не забезпечують достатню стабільність з'єднання уламків кісток. Дана робота присвячена вивченню процесів виникнення і розвитку взаємних зміщень точок перелому тазових кісток під дією довготривалих циклічних навантаженнях. Експериментальні дослідження проведені при дії згинальних циклічних навантажень які наближені до фізіологічних. Розраховані деформації повзучості та незворотні переміщення точок переломів. Досліджено характеристики жорсткості систем фіксації переломів тазових кісток.*

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

Вступ

В Україні з 2014 року актуальність лікування поранених з бойовою травмою не потребує особливого обґрунтування. За досвідом війн і локальних військових конфліктів кінця XX та початку XXI століть кількість бойових ушкоджень таза становить до 4 % відсотків від санітарних втрат. На Сході нашої країни під час АТО/ООС та під час широкомасштабної агресії з лютого 2022 кількість бойових ушкоджень таза становила 2,7 %. При вогнепальних пораненнях тазової ділянки переломи тазових кісток діагностуються до 25 %, у більшості з яких вони мають дірчастий та уламковий характер, значно менше – крайові або лінійні переломи, відриви фрагментів [1]–[3].

В районі проведення АТО/ООС на сході України у період з 2014 по 2019 рр. характер поранень змінювався залежно від інтенсивності бойових дій та видів використаних озброєнь. Частота кульових поранень в середньому становила 9,1–15,6 %, осколкових – 33,5–70,3 %, вибухових поранень – 12,2–50,8 %. За ступенем тяжкості у 50,2–61,9 % осіб спостерігались поранення легкого ступеня, у 20,4–32,7 % – середньої тяжкості, 19,4–34,7 % – тяжкі та вкрай тяжкі поранення. Розвиток озброєння та особливості характеру бойових дій змінюються з часом, та обумовлюють зміну структури бойової хірургічної травми [4]. Сучасна бойова хірургічна травма – це вогнепальні кульові, осколкові поранення, вибухова травма, невогнепальні поєднані трав-

✉ *М. М. Димань*
mrs_d@ukr.net

[1] *ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України, Київ, Україна*
[2] *КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*
[3] *Українська військово-медична академія, Київ, Україна*
[4] *Військово-медичний клінічний центр Центрального регіону, Вінниця, Україна*

© The Author(s).
The article is distributed under the terms of the license CC BY 4.0.

ми і поранення вторинними відламками та комбіновані ураження різними видами зброї [5].

Фіксація таких переломів повинна мати певні механічні характеристики при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися циклічно змінними навантаженнями за рахунок виконання лікувальних вправ, або в результаті дії поштовхів та вібрацій при транспортуванні постраждалого [6].

Відновлювальне лікування постраждалих з нестабільними поєднаними пошкодженнями таза типу С за класифікацією AO/OTA [7] є важливим медичним та соціально-економічним питанням, що пов'язано з високою летальністю, інвалідизацією та довготривалою втратою працездатності постраждалих. Для реалізації цього пріоритетного напрямку необхідні натурні експериментальні дослідження, які забезпечать наукову основу для вдосконалення існуючих та розробки новітніх стабілізуючих конструкцій, що дасть змогу створити досконалу систему відновлювального лікування [8].

Аналітичне визначення взаємних зміщень уламків кісток під дією навантажень є достатньо складною проблемою, у зв'язку з особливостями механічних характеристик кісткової тканини (в'язко-пружні ефекти, анізотропія, неоднорідність модулів пружності) та складною тримірною конфігурацією кісток. Експериментальні дослідження жорсткості та стабільності фіксації на натурних препаратах при реальних видах та рівнях навантажень на сьогодні дає найбільш достовірні результати.

Мета роботи

У процесі транспортування постраждалих, лікувальних вправ, відновлювальної терапії, ходьби, тощо опорно-руховий апарат людини піддається циклічним навантаженням. Під дією циклічних навантажень виникають і накопичуються деформації, які не усуваються після розвантаження.

Попередніми експериментальними дослідженнями [9] встановлено, що залишкові ("затримані") деформації при циклічному навантаженні систем "кістка з переломом – система остеосинтезу" можуть в деяких випадках перевищувати деформації, що виникають при швидкому одноразовому навантаженні, і при оцінці надійності фіксації переломів цю обставину необхідно враховувати.

Метою роботи є розробка методики проведення натурного експерименту і вивчення деформаційних характеристик систем "кістка з переломом – система остеосинтезу" складних переломів тазових кісток людини отриманих високошвидкісними снарядами, що ранять (осколки, кулі), в залежності від типу фіксатора та його розташування під дією циклічних навантажень.

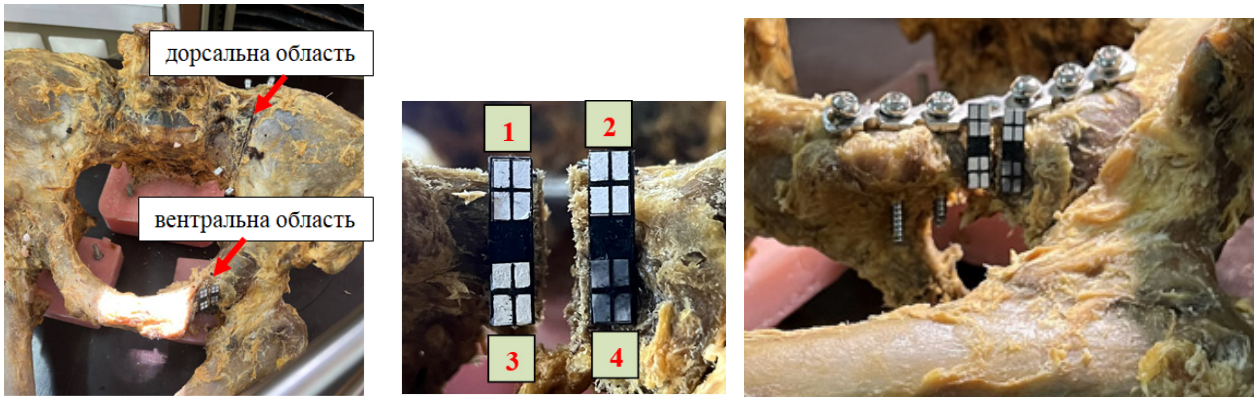
Експериментальні дослідження при циклічних навантаженнях

Для досліджень використовували анатомічні препарати тазових кісток трупів людей, які померли від пошкоджень та захворювань, не пов'язаних з патологією опорно-рухового апарата [10].

Перед випробуваннями на всіх зразках тазових кісток моделювали прямі переломи в дорсальному та вентральному відділах. При остеосинтезі переломів використовували стандартні спонгіозні гвинти діаметром 5 мм, довжиною 110 мм та з кроком різьби 2 мм. Реконструктивну накісткову пластину довжиною 84 мм і товщиною 2 мм, з гвинтами діаметром 6,5 мм і довжиною 45 мм. Для стабілізації був використаний стандартний стрижневий апарат зовнішньої фіксації.

На рис. 1 зображено моделі систем остеосинтезу кісток тазу, які були досліджені, а саме:

1) фіксація в дорсальному відділі шляхом паралельного введення спонгіозних гвинтів та стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації (***далі "Система остеосинтезу 1"***);



а *б* *в*

Рис. 1. Відділи тазової кістки (*а*) та схема нумерації ідентифікаційних міток: *б* – вентральні маркери; *в* – напрями координатних осей відносно перелому [10], [14]

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 (***далі "Система остеосинтезу 2"***) [10].

Осі координат, точки перелому та переміщення точок позначені у спосіб, запропонований в роботах [11], [12]. 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. 1 *в*).

Для закріплення досліджуваних препаратів на робочому столі випробувальної машини та мінімізації деформацій у місцях контакту зразків з випробувальним обладнанням використовували опори з пластику Протакрил М, що виготовляють індивідуально для кожної кістки [13].

Як ідентифікаційні маркери для реєстрації переміщень точок перелому використовували прямокутні пластинки, виготовлені з листового ПВХ які нерухомо закріплювали до кісткової тканини в вентральному та дорсальному відділах тазової кістки.

Для вимірювання переміщень на відстані 100 мм від зразка встановлювали цифрову фотокамеру з характеристиками системи професійних камер 12 Мп. За методикою, що детально описана в роботах [10], [14], [15] проводили розрахунок переміщень точок перелому під дією навантажень.

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

Тазові кістки з модельованими переломами та системами остеосинтезу закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини [10], [14], [15]. Зусилля на зразок при випробуваннях передавали за допомогою сталевого стрижня діаметром 5 мм, закріпленого на динамометрі (рис. 2 *а*).

За допомогою програми з комплекту програмного забезпечення випробувальної машини TIRAtest-2151 здійснювали цикли "навантаження – розвантаження" препаратів в інтервалі між двома заданими значеннями сили (рис. 2 *б*). Швидкість деформування зразка становила 0,5 мм/хв. Попереднє навантаження становило 10 Н. Кількість циклів становила – 100. Зусилля P_{min} = 20 Н, а зусилля P_{max} змінювали від 50 Н, 75 Н, 100 Н. Реєстрацію переміщень здійснювали на 1, 2, 5, 10, 20, 50 та 100-му циклах.

За одержаними даними переміщень, що виникають у переломах під дією циклічних навантажень, були визначені такі характеристики процесу циклічної повзучості:

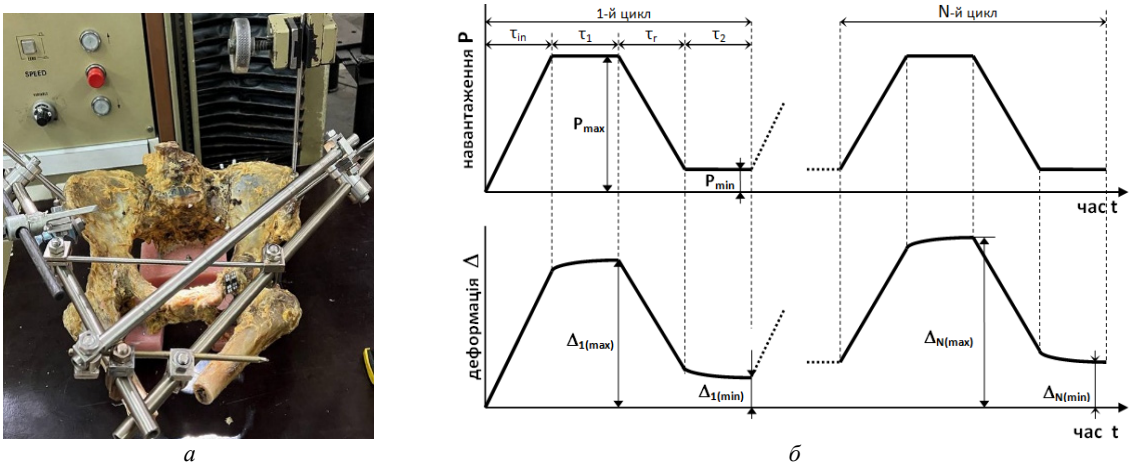
$\Lambda_C = \Lambda_{N(\max)} - \Lambda_{1(\max)}$ – деформація повзучості як різниця між переміщеннями на *i*-му та першому циклах навантаження при $\mathbf{P = P_{max}}$;

$\Lambda_H = \Lambda_{N(\min)} - \Lambda_{1(\min)}$ – зростання незворотних переміщень як різниця між переміщеннями на *N*-му та першому циклах навантаження при $\mathbf{P = P_{min}}$;

Як показники, що характеризують деформаційні властивості системи "кістка з переломом – система остеосинтезу", вибрані питомі деформації, що визначаються як відношення значень абсолютних деформацій до максимального навантаження на кожному циклі $\mathbf{P_{max}}$.

$\lambda_C = \Lambda_C / (P_{\max} - P_{\min}) = (\Lambda_{N(\max)} - \Lambda_{1(\max)}) / P_{\max}$ – приведені деформації циклічної повзучості як відношення абсолютної деформації повзучості до максимального навантаження на кожному циклі;

$\lambda_H = \Lambda_H / (P_{\max} - P_{\min}) = (\Lambda_{N(\min)} - \Lambda_{1(\min)}) / P_{\max}$ – приведені незворотні деформації як відношення незворотних деформацій до максимального навантаження на кожному циклі.



а *б*

Рис. 2. Тазова кістка на робочому столі випробувальної машини TIRAtest-2151 при випробуваннях в режимі циклічних навантажень в умовах згину (*а*); типова програма навантаження (*б*) [9], [10]

Для аналізу жорсткості способів фіксації використовуємо відносні величини – відношення відповідного зміщення до прикладеного навантаження (приведені переміщення **λ**) та величини, зворотні до приведених зміщень (жорсткості **C**). Приведені переміщення характеризують деформацію системи під дією навантаження величиною 1 Н. Ці характеристики відображають біомеханічні властивості лінійних систем, в яких деформації прямо пропорціональні навантаженням.

Попередніми експериментами встановлено, що в межах малих деформацій (а порівняно з розмірами об'єкту зміщення в переломах тазової кістки можна вважати малими) деформації в областях перелому та взаємні зміщення частин переломів прямо пропорційні прикладеним до системи навантаженням. Те ж саме неодноразово було підтверджено при дослідженні інших типів кісток з переломами, фіксованих системами остеосинтезу [9], [16], [17].

Результати вимірювання переміщень точок перелому під дією циклічних згинальних навантажень

У табл. 1, 2 розміщені дані, що одержані за цифровими зображеннями.

Результати вимірювань повних переміщень Λ вентральних точок перелому в момент дії максимальних P_{max} та мінімальних P_{min} навантажень наведені в табл. 1.

В табл. 2 представлені результати розрахунків незворотніх переміщень точок перелому.

На рис. 3 зображено порівняльний аналіз абсолютних деформацій повзучості, на рис. 4 – приведених деформацій циклічної повзучості та на рис. 5 – приведених незворотніх деформації точок перелому.

Приведені дані жорсткості фіксації переломів тазової кістки (табл. 3, рис. 6), розраховані по приведеним переміщенням вентральної точки перелому на 100-му циклі при навантаженнях P_{min} та P_{max}.

Випробування показали, що найменші переміщення при циклічних навантаження виникають у переломах, з'єднаних системою остеосинтезу 2, а найбільші – системою остеосинтезу 1. Також, необхідно відмітити близькі значення поперечних і поздовжніх переміщень точок перелому для обох систем фіксації.

У табл. 2 наведені прирости деформацій на кожному циклі відносно деформацій 1-го циклу. Такий аналіз краще характеризує здатність систем остеосинтезу накопичувати залишкові деформації, які негативно впливають на стабільність системи в цілому.

У переломі, що фіксований системою остеосинтезу 1 переважують поперечні переміщення (в середньому у 1,1 рази порівняно з поздовжніми переміщеннями), у системі остеосинтезу 2 також переважують поперечні зміщення (в середньому у 1,4 рази порівняно з поздовжнім переміщенням).

Незворотні переміщення точок перелому з системою остеосинтезу 2 при циклічному згинанні у 1,9 раз менші (в середньому) ніж у системі остеосинтезу 1.

Таблиця 1. Результати розрахунків повних переміщень вентральних точок Λ, мм

N циклу	Зразок під дією максимального за цикл навантаження P_{max} = 50 Н				Зразок під дією мінімального навантаження P_{min} = 20 Н			
	Система остеосинтезу 1		Система остеосинтезу 2		Система остеосинтезу 1		Система остеосинтезу 2	
	$\Lambda^X_{(max)}$	$\Lambda^Z_{(max)}$	$\Lambda^X_{(max)}$	$\Lambda^Z_{(max)}$	$\Lambda^X_{(min)}$	$\Lambda^Z_{(min)}$	$\Lambda^X_{(min)}$	$\Lambda^Z_{(min)}$
0	0,92	0,98	0,21	0,28	0,50	0,46	0,35	0,42
10	1,36	1,20	0,42	0,50	0,70	0,77	0,61	0,53
20	1,49	1,58	0,72	0,89	0,88	0,93	0,68	0,66
50	1,59	1,79	0,93	0,95	1,13	1,14	0,73	0,68
100	1,76	1,86	1,07	1,11	1,25	1,30	0,87	0,95
	P_{max} = 75 Н				P_{min} = 20 Н			
0	2,09	2,09	0,66	0,59	0,54	0,52	0,48	0,48
10	2,22	2,20	0,80	0,79	0,94	0,82	0,63	0,54
20	2,42	2,32	0,84	0,83	1,24	1,18	0,65	0,57
50	2,55	2,40	0,89	0,88	1,31	1,25	0,72	0,61
100	2,62	2,59	0,95	0,97	1,38	1,30	0,79	0,65
	P_{max} = 100 Н				P_{min} = 20 Н			
0	2,38	2,28	0,66	0,49	1,25	1,14	0,51	0,41
10	2,48	2,35	0,71	0,54	1,33	1,22	0,58	0,46
20	2,61	2,48	0,77	0,60	1,42	1,31	0,62	0,51
50	2,75	2,61	0,85	0,66	1,55	1,47	0,70	0,59
100	2,77	2,66	0,93	0,72	1,62	1,53	0,78	0,66

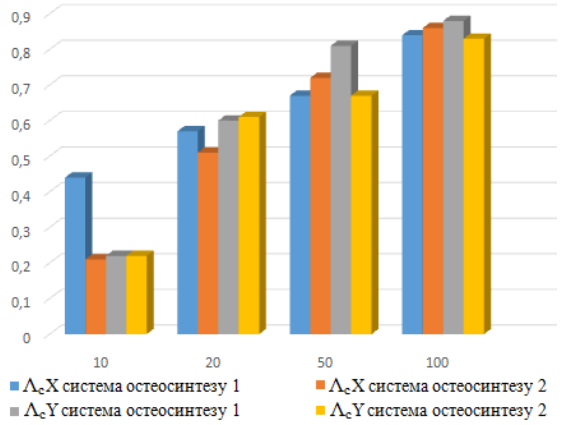
Таблиця 2. Результати розрахунків незворотніх переміщень точок перелому, Λ_H, мм

N циклу	Зразок під дією мінімального навантаження P_{min} = 20 Н (P_{max} = 50 Н)			
	Система остеосинтезу 1		Система остеосинтезу 2	
	Λ_H^X, мм	Λ_H^Z, мм	Λ_H^X, мм	Λ_H^Z, мм
10	0,20	0,31	0,26	0,11
20	0,38	0,47	0,33	0,24
50	0,63	0,68	0,38	0,26
100	0,75	0,84	0,52	0,53
	Зразок під дією мінімального навантаження P_{min} = 20 Н (P_{max} = 75 Н)			
10	0,40	0,30	0,15	0,06
20	0,70	0,66	0,17	0,09
50	0,77	0,73	0,24	0,13
100	0,84	0,78	0,31	0,17
	Зразок під дією мінімального навантаження P_{min} = 20 Н (P_{max} = 100 Н)			
10	0,10	0,10	0,07	0,05
20	0,17	0,17	0,11	0,10
50	0,33	0,30	0,19	0,18
100	0,39	0,37	0,27	0,25

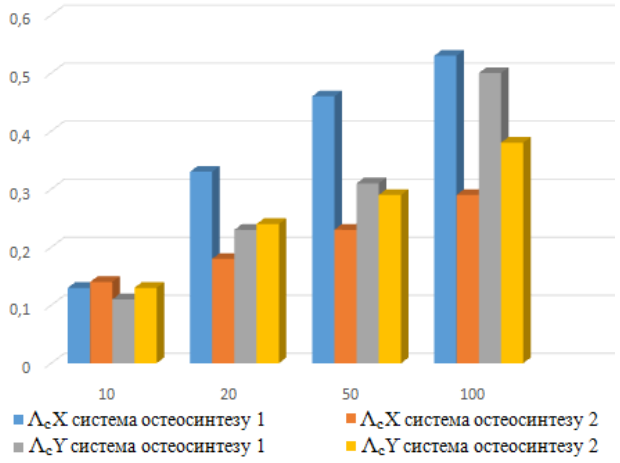
Порівняльний аналіз результатів

Для порівняльного аналізу способів фіксації переломів результати випробувань представлені у вигляді гістограм (рис. 3–рис. 6).

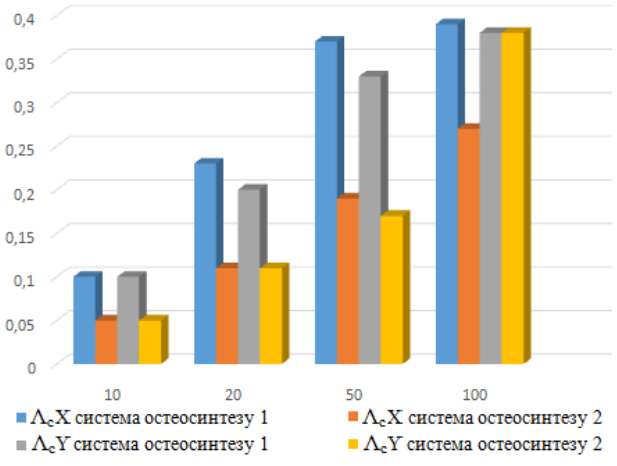
Відмітимо високий рівень зберігання переміщень точок переломів в системі остеосинтезу 2 − фіксація в дорсальному відділі шляхом паралельного введення гвинтів та армування в вентральному відділі із застосуванням накісткової реконструктивної пластини і стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації у процесі дії циклічних навантажень. В той же час система остеосинтезу 1 − фіксація в дорсальному відділі шляхом паралельного введення спонгіозних гвинтів та стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації показує суттєво меншу стабільність: в середньому переміщення точок перелому на 35 % більші ніж в системі фіксації 2.



а



б



в

Рис. 3. Порівняння деформацій повзучості систем фіксації в режимі циклічних навантажень в умовах згину при (*а*) P_{max} = 50 Н; (*б*) P_{max} = 75 Н та (*в*) P_{max} = 100 Н

Для порівняльного аналізу приведених деформації циклічної повзучості та приведених незворотніх деформації вибрані точки по осі X, як найбільш значущі для остеорепарації перелому.

На рис. 4 *а–в* відображені процеси повзучості у вигляді зміни відстаней між віддаленими від пластини точками перелому при варіюванні P_{max} від 50 Н до 100 Н.

На рис. 5 *а–в* зображені процеси накопичення приведених незворотних деформацій зазначених точок.

Найменші приведені деформації повзучості та приведені незворотні деформації при циклічних згинальних навантаження виникають у переломі, фіксованому системою остеосинтезу 2. Переміщення, що виникли між 10-м та 100-м циклами навантаження, у переломі, фіксованому системою остеосинтезу 2 у 1,1–1,8 разів менше, ніж при фіксації системою остеосинтезу 1, а незворотні переміщення менше на 32–44 %.

Для порівняльного аналізу жорсткості фіксації використані результати, що одержані при значеннях P_{min} = 20 Н та P_{max} = 100 Н.

Значення жорсткостей C^V (Н/мм), розраховані як відношення діючого навантаження до відповідного переміщення точки перелому.

В табл. 3 представлені значення приведених переміщень вентральної точки перелому.

Таблиця 3. Приведені переміщення вентральної точки перелому λ^V (мм/Н) на 100-му циклі

Навантаження	Тип фіксації	
	CO1	CO2
P_{min} = 20 Н	0,081	0,039
P_{max} = 100 Н	0,027	0,009

Результати експериментів та розрахунків представлені на рис. 6.

При дії циклічних згинальних навантажень найбільшу жорсткість мають системи фіксації в дорсальному відділі шляхом паралельного введення гвинтів та армування в вентральному відділі із застосуванням накісткової реконструктивної пластини і стабілізацією зовнішнім стрижневим апаратом фіксації (**CO2**).

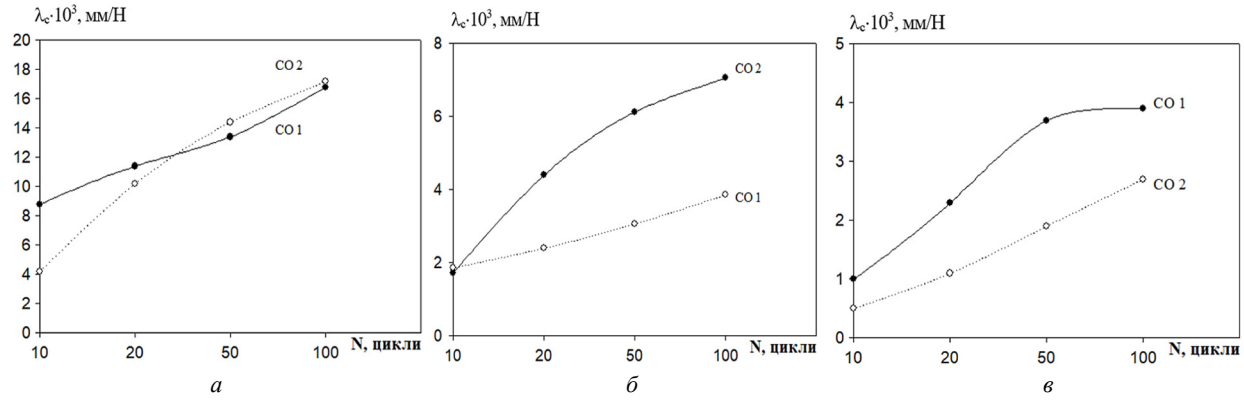


Рис. 4. Приведені деформації циклічної повзучості в переломах тазової кістки, фіксованих двома системами остеосинтезу ОС1 та ОС2 під дією циклічного згинаючого навантаження: (*а*) P_{max} = 50 Н; (*б*) P_{max} = 75 Н та (*в*) P_{max} = 100 Н

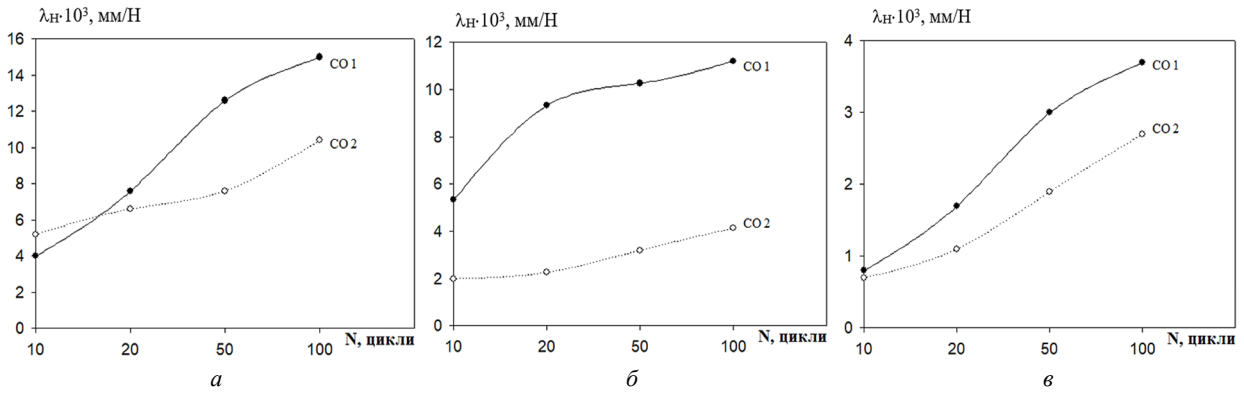


Рис. 5. Приведені незворотні деформації в переломах тазової кістки, фіксованих двома системами остеосинтезу ОС1 та ОС2 під дією циклічного згинаючого навантаження: (*а*) P_{max} = 50 Н; (*б*) P_{max} = 75 Н та (*в*) P_{max} = 100 Н

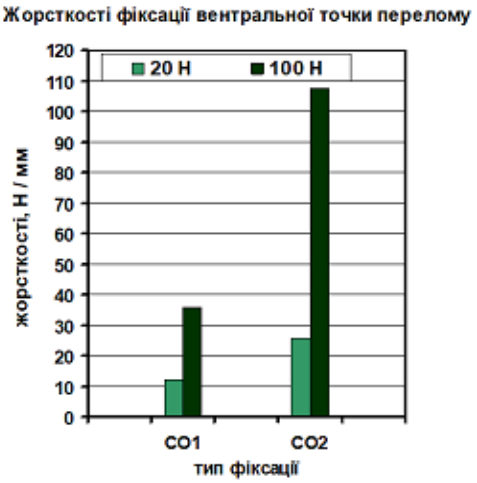


Рис. 6. Жорсткості фіксації переломів C^V (Н/мм), розраховані по приведеним переміщенням вентральної точки перелому на 100-му циклі при навантаженнях 20 Н та 100 Н

Висновки

Розроблені методика та програма випробувань зразків тазових кісток з модельованими складними переломами та системами остеосинтезу.

Одержані характеристики жорсткості систем фіксації моделей тазових кісток під дією циклічного навантаження при згині.

Дослідження показали, що найменші деформації повзучості та незворотні переміщення точок перелому при циклічних навантаженнях в умовах згину 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***).

References

[1] Ya. L. Zarutskyi and V. Ia. Bilyi, *Voienno-polova khirurhiia*, Kyiv: Feniks, 2018

[2] V. V. Burluka, “Khirurhichne likuvannia postrazhdalykh z nestabilnymy poshkodzhenniamy taza pry poli travmi,” Doc.Med.Sc. dissertation, 2018.

[3] Ya. L. Zarutskyi, V. V. Burluka, O. F. Savytskyi, S. A. Aslanian and P. P. Forostianyi, “The improved system of surgical treatment of the injured persons with damages of pelvis and pelvic organs in polytrauma”, *Klinichna khirurhiia*, vol. 86, No. 9, pp. 38–44, Nov. 2019, doi: 10.26779/2522-1396.2019.09.38

[4] I. P. Khomenko et al., “Clinical and Epidemiological analysis of the structure of combat surgical injury during Antiterrorist operation / Joint Forces Operation”, *UJMM*, vol. 2, No. 2, pp. 5–13, Jul. 2021, doi: 10.46847/ujmm.2021.2(2)-005

[5] V. Ia. Bilyi, V. O. Zhakhovskyi and V. H. Livinskyi, “Mistse ta rol voienno-medychnoi doktryny Ukrainy u formuvanni systemy medychnoho zabezpechennia viisk i tsyvilnoho naselennia u voiennyi chas”, *Nauka i oborona*, No. 1, pp. 9–14, 2015.

[6] O. A. Burianov, A. A. Laksha, N. O. Borzykh and M. S. Shydlovskyi, “Biomechanically substantiated surgical treatment of the wounded persons with the gun-shot fractures of long bones”, *Klinichna khirurhiia*, No. 85 (1), pp. 67–70, 2018, doi: 10.26779/2522-1396.2018.01.67

[7] N. A. Korzh, K. K. Romanenko and P. V. Nikitin, “New edition of ao/ota fractions classification”, *Ortopediia, travmatolohiia i protezuvannia*, No. 3, pp. 93–98, 2018. Available: http://nbuv.gov.ua/UJRN/OpTlP_2018_3_16

[8] O. A. Burianov, V. M. Domin and V. P. Kvasha, “Nestabilni poiednani poshkodzhennia taza: suchasni pohliady na likuvannia”, *Travma,* vol. 23, No. 5, pp. 19–24, 2022, doi: 10.22141/1608-1706.5.23.2022.913.

[9] M. Shidlovs’kiy, O. Zakhovayko, M. Dyman, T. Omelchenko and A. Turchin, “Deformation of fixation means used in bone fractures of the extremities”, *Series on Biomechanics*, vol. 33, No. 1, pp. 59–68, 2019. Available: https://www.researchgate.net/publication/379732206_Deformation_of_fixation_means_used_in_bone_fractures_of_the_extermities

[10] M. Dyman, M. Shydlovskyi, A. Laksha, and O. Fomin, “Functional reliability of means of fixation for complex pelvic fractures. Part 2: 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

[11] P. V. Nikitin, A. M. Laksha and M. S. Shydlovskyi, “Vyznachennia ta porivniannia zhorstkosti fiksatsii perelomu tarannoi kistky pry vykorystanni riznykh metodyk osteosyntezu (eksperymentalne doslidzhennia)”, *Visnyk ortopedii, travmatolohii ta protezuvannia*, No. 4, pp. 44–49, 2004.

[12] P. V. Nikitin, A. M. Laksha and M. S. Shydlovskyi, “Naturne doslidzhennia zhorstkosti riznykh typiv operatyvnoi fiksatsii piatkovoi kistky pry vnutrishnosuhlobovykh perelomakh (eksperymentalne doslidzhennia)”, *Litopys travmatolohii ta ortopedii*, No.1–2, pp. 16–20, 2004.

[13] M. Shidlovskiy, M. Dyman and T. Omelchenko, “The tibial fractures fixation system deformation characteristics”, *Mech. Adv. Technol*., vol. 84, no. 3(84), pp. 52–60, Dec. 2018, doi: 10.20535/2521-1943.2018.84.141615

[14] M. Dyman, M. Shydlovskyi, 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

[15] M. Dyman, A. Laksha, O. Fomin, "Deformatsiini kharakterystyky system osteosyntezu skladnykh perelomiv kistok tazu", in *Proc. I Mizhnarodna naukovo-tekhnichna konferentsiia Prykladna mekhanika*, Ukraina, Ternopil, pp. 21–22, 2024.

[16] M. M. Dyman, "Deformivnist system osteosyntezu kintsivok z vrakhuvanniam vydu navantazhen," Ph.D. dissertation, 2019.

[17] M. S. Shydlovskyi, A. M. Laksha, O. A. Burianov and M. M. Dyman, Eksperymentalni doslidzhennia zasobiv osteosyntezu, Kyiv,"Vydavnytstvo "Lenvit", 2016.

Functional reliability of means of fixation for complex pelvic fractures. Part 3. Experimental studies under cyclic loads

M. Dyman[1] • M. Shydlovskyi[2] • A. Laksha[3] • O. Fomin[4]

[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. *Fixation of fragments of human pelvic bones by standard and new means of osteosynthesis, in addition to clinical indicators, should have sufficiently high mechanical characteristics. In particular, the "bone with a fracture - osteosynthesis system" system must be sufficiently strong, rigid and stable during long-term treatment, which may be accompanied by certain physiological loads. 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. This work is devoted to the study of the processes of occurrence and development of mutual displacements of fracture points of pelvic bones under the action of long-term cyclic loads. Experimental studies were carried out under the action of bending cyclic loads, which are close to physiological ones. Calculated creep deformations and irreversible displacements of fracture points. The stiffness characteristics of pelvic fracture fixation systems were studied.*

Keywords: *biomechanics, osteosynthesis, displacement of bone fragments, fracture fixation, fracture fixation stiffness, fracture fixation stability, pelvic fracture, spongy screws, extramedullary reconstructive plate, rod apparatus of external fixation.*