

УДК 621:620.1.05(31)

М.С. Шидловський¹, канд.техн.наук, доц., Л.М. Юрійчук², канд.мед.наук,
Д.Ю. Шпак¹, канд.техн.наук, доц.

1 - НТУ України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна, 2 - Івано - Франківська обласна клінічна лікарня, м Івано-Франківськ, Україна

МЕХАНІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ РІЗНИХ СПОСОБІВ З'ЄДНАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ВЕРТЛЮГОВОЇ ДІЛЯНКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ЛЮДИНИ

Разработана методика испытаний и проведены исследования устойчивости фиксации сложных переломов бедренной кости. Измерены деформации при действии изгибающих и сжимающих нагрузок. Исследованы фиксации переломов ножкой эндопротеза с цементным закреплением, фиксаторами DHS и угловыми пластинами 130°

The investigations of the fixation stability in complex femoral fractures were performed using the original method. The deformations in bending and compressive loads were measured. The stability of fixation by endoprosthesis pedicle was studied as well as DHS fixation and angular plates 130°.

Вступ. З'єднання уламків кісток за допомогою пластин або інших елементів фіксації (остеосинтез) є одним з найбільш ефективних способів лікування переломів кінцівок людини. За останні роки в Україні успішно впроваджуються сучасні методи лікування переломів стегнової кістки [1-3], в то же час постійно триває пошук нових способів остеосинтезу [4-7], що підвищують ефективність лікування.

Окрім винятково клінічних досліджень нових способів фіксації переломів, доцільно проводити їх лабораторні випробування для визначення біомеханічних характеристик, зокрема жорсткості з'єднання уламків при дії зовнішніх навантажень.

Огляд літературних джерел показав, що нестабільні переломи А2-3 та А3 (за класифікацією АО [1]) викликають зацікавленість багатьох дослідників. Оpubліковано велику кількість наукових робіт, у яких часто приводяться суперечливі дані [2, 3, 8-10].

Мета роботи: - розробити методику визначення характеристик жорсткості системи "кістка - імплантат" при дії згинальних та компресійних (стисних) навантажень, у тому числі в циклічних режимах;

- провести стендові натурні випробування різних систем "кістка - імплантат" з різними способами фіксації переломів стегнових кісток для вибору оптимальних з точки зору якості способів скріплення уламків при складних переломах. Ці дослідження відтворюють умови фізіологічних навантажень на препарати стегнових кісток з моделюванням нестабільного перелому вертлюжної ділянки стегна.

Випробування були проведені в лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів кафедри динаміки, міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України "КПІ".

Матеріали для випробувань. На кафедрі оперативної хірургії і топографічної анатомії Івано-Франківського національного медичного університету було заготовлено 18 трупних кісток людей старшого віку, очищених від м'яких тканин, і фіксованих розчином формаліну. Матеріал було розподілено на 3 рівні групи по шість препаратів. На них проведено моделювання нестабільних черезвертлюжних переломів шляхом розпилу стегнових кісток у вертлюжній ділянці навхрест (рис. 1).



Рис. 1 Вигляд препаратів після остеотомії

Препарати першої групи були фіксовані ніжною ендопротеза на кістковому цементі й серкляжним дротом, препарати другої групи - фіксаторами DHS, препарати третьої групи - кутовими пластинами 130° (рис. 2).

Способи кріплення препаратів при випробуваннях. Як показала практика, однією з найбільш складних проблем при експериментальних дослідженнях біомеханічних систем є створення надійного контакту між елементами випробувального обладнання (навантажуючі пристрої, динамометри, вимірники деформацій) та випробувальними об'єктами. Це обумовлено в першу чергу недосконалістю контакту металевих деталей з кістковою тканиною.

Охарактеризуємо способи закріплення препаратів, що застосовано в наших дослідженнях

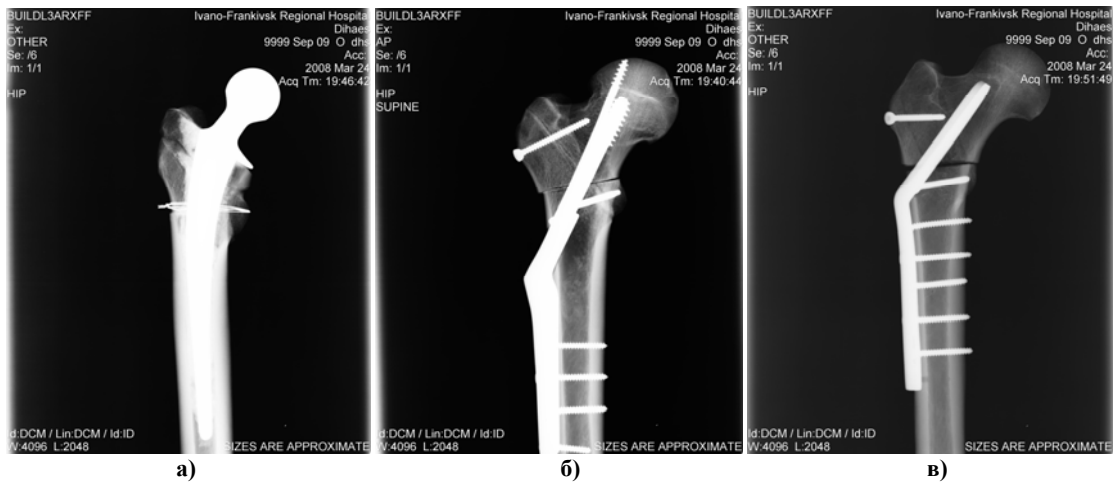


Рис. 2. Рентгенограми препаратів, фіксованих ендпротезом на кістковому цементі (а), фіксатором DHS (б) та кутовою пластинною 130° (в)

Чотирьохточкове закріплення для випробувань на згин. Попередніми експериментами встановлено, що виготовлення універсальних опор, які надійно закріплюють усі випробувані стегнові кістки, неможливо. Це пов'язано з індивідуальними формами поперечного перерізу кожної кістки. Опори, що надійно утримують яку-небудь кістку при навантаженні, не можуть утримувати іншу кістку.

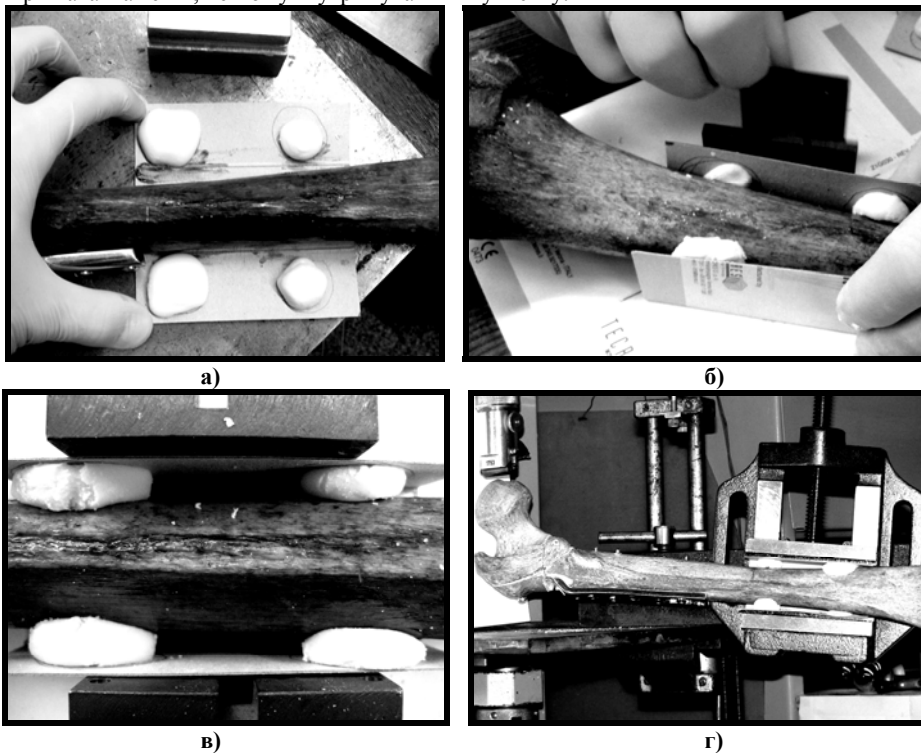


Рис. 3. Послідовність виготовлення точкових опор (а, б, в); стегнова кістка, закріплена на робочому столі випробувальної машини (г)

Для фіксації зазначених препаратів при дії згинаючих навантажень були відформовані індивідуальні для кожної кістки точкові опори, які виготовляли з кісткового цементу SEMEX (Італія). Послідовність виготовлення точкових опор відображено на рис. 3 (а - в).

Кістковий цемент з отверджувачем перемішували у пластиковій судині. Після взаємної реакції суміш набуває достатньої пластичності для утворення опор будь-якої форми. Приготовану масу цементу поділяли на чотири рівні частини та розкладали на спеціальні шаблони з щільного паперу (рис. 3а). Практика показала, що чотирьох опор достатньо для закріплення кістки при випробуваннях на згин.

Наступний етап - притиснення незатверділих опор до кістки та їхня фіксація в цьому положення протягом 5-8 хвилин (рис. 3 б та в). Після цього опори разом з кісткою розташовували між губками струбцини, жорстко прикріпленої до робочого столу випробувальної машини (рис. 3 г). Губки струбцини можуть взаємно обертатися на невеличкий кут, що дозволяє компенсувати непаралельність поверхонь кістки.

Опора на профільовану платформу для випробувань на стиск. Для рівномірного розподілу сил між відростками стегнових кісток при осьових компресійних навантаженнях для кожного препарату індивідуально були виготовлені опори з кісткового цементу, що повторювали форму відростків (рис. 4 а). Перед виготовленням опори

кістку встановлювали так, щоб вертикальна лінія проходила через верхню точку головки та через середину мицелкової ямки дистального епіфізу кістки.

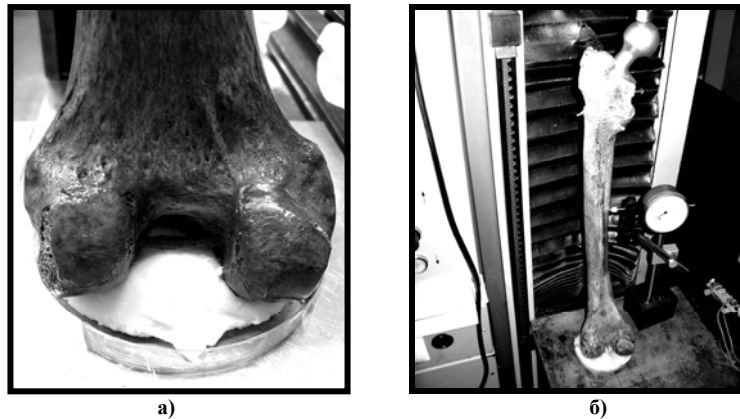


Рис. 4. Формування нижньої опори для випробувань стегнової кістки при компресійних навантаженнях (а); розташування препарату на робочому столі випробувальної машини (б)

Після встановлення кістки у вертикальному положенні готували поверхню, на якій буде формуватися опора. Після замішування цементної маси нею заповнювали пластмасову круглу ємність діаметром небагато більше розмірів відростків нижньої частини кістки. Кістку, що вертикально закріплена у струбці, притискали до цементної маси та витримували 5-8 хвилин до затверджування цементу.

Випробувальне обладнання. Експерименти по дослідженню деформаційних характеристик систем "кістка - імплантат" проводили з використанням універсальної випробувальної машини серії TRAtest (Німеччина). Розтяг, стиск та циклічні навантаження здійснювали із застосуванням різних програм, які вводили у мікропроцесор машини. Відносна похибка вимірювання навантаження не перевищувала 1%.

Загальну деформацію системи "кістка - імплантат" в точці прикладання навантаження вимірювали датчиком переміщення, що входить до складу випробувальної машини. Переміщення окремих точок кісткових препаратів при навантаженні вимірювали індикаторами годинникового типу ИЧ-10 та штангенциркулем з цифровою індикацією. При всіх способах точність вимірювання складала 0.01 мм. Як реперні точки використані загострені кінці коротких шпиль діаметром 1 мм, що були введені у кістку на відстані 5 мм з обох боків від перелому.

Методика випробувань. Зразок разом з виготовленою нижньою опорою розташовували у горизонтальному (рис. 3 г) або у вертикальному положенні (рис. 4 б) між динамометром та робочим столом випробувальної машини та проводили випробування при згинальних або компресійних навантаженнях. Швидкість деформування препаратів складала 5 мм/хв. При цьому зусилля, що виникали в препаратах, зростали від нуля до максимальних значень за 0.5 - 1 сек., що відповідає реальним умовам навантаження кінцівок людини. При таких швидкостях деформування можливо достатньо точно заміряти переміщення точок або записати діаграму деформування препарату.

Навантаження прикладали до головки стегнової кістки або до ендопротезу, що її замінював, у площині Yoz (рис. 5а) при згині та вздовж осі X (рис. 5б) при стиску.

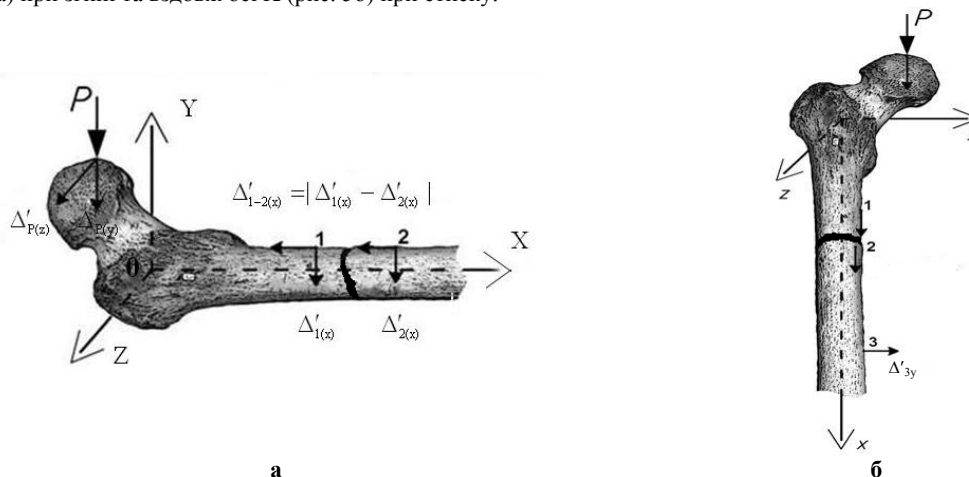


Рис. 5. Схема випробувань стегнової кістки на згин (а) та на стиск (б)

На основі проведених вимірювань були визначені сумарні та взаємні зміщення між основними фрагментами кісток при згині, деформації препаратів при компресійних навантаженнях, а також інтенсивність накопичення деформації при циклічних компресійних навантаженнях.

При навантаженні зразків до деформацій, що виникають у самих зразках, додаються деформації випробувальної машини та деформації перехідних елементів (опор, елементів кріплення, вузлів навантаження, динамометрів та інших деталей). Ці деформації можуть бути одного порядку з деформаціями зразків і впливати на кінцеві результати.

Для визначення зазначених деформацій проводили навантаження випробувальною машиною з використанням замість зразків, що досліджуються, жорсткого елемента (сталевий стрижень діаметром 30 мм та довжиною 300 мм). Закріплення стрижня в опорах та прикладення навантаження до нього проводили так саме, як для стегнових кісток.

При кожному значенні навантаження жорсткого стрижня вимірювали:

- загальне (вертикальне) переміщення точки прикладення навантаження (вільного кінця стрижня);
- бокове (горизонтальне) переміщення точки прикладення навантаження;
- загальні (вертикальні) переміщення точок, що збігаються з точками 1 та 2 стегнових кісток (рис. 5а та 5б).

Обробка результатів випробувань. Введемо таку систему декартових координат (рис. 5а та 5б):

вісь **X** - поздовжня вісь кістки, лінія перетину сагітальній та фронтальній площин (горизонтальна при випробуваннях на згин та вертикальна при випробуваннях на стиск);

вісь **Y** - вісь, перпендикулярна осі **X**, така, що лежить у фронтальній площині (вертикальна при випробуваннях на згин та горизонтальна при випробуваннях на стиск);

вісь **Z** - вісь, перпендикулярна осям **X** та **Y**.

Індексом в дужках будемо помічати переміщення точок уздовж відповідної осі, тобто проекції переміщення на відповідну вісь. Наприклад, $\Delta_{i(x)}$ - дійсне переміщення точки *i* вздовж осі **X**.

Вводимо такі позначення:

Δ_i - абсолютне переміщення точки *i*, переміщення "нетто" (різниця між показником індикатора переміщень при навантаженні системи та переміщенням жорсткого стрижня);

Δ'_i - показники індикатора переміщень, переміщення "брутто", тобто переміщення точки *i*, що включають дійсні переміщення системи та додаткові переміщення (деформації систем навантаження, вимірювачів деформацій, робочого стола випробувальної машини, затискувачів та інше);

Δ''_i - переміщення точки *i* жорсткого стрижня, тобто деформації системи навантаження та інші додаткові деформації;

Δ_{i-j} - зміщення точки *i* відносно точки *j*;

$\delta_{i-j} = \Delta_{i-j} / P$ - питомих переміщення (відношення абсолютного переміщення у точці *i* до прикладеного навантаження).

Отже, у процесі випробувань на згин ми вимірювали (рис. 5а):

$\Delta_{P(y)}$ - вертикальне переміщення точки прикладення навантаження, тобто вертикальне переміщення суглоба (вимірювалося випробувальною машиною ТІРАТест);

$\Delta'_{P(z)}$ - бокове переміщення точки прикладення навантаження, тобто горизонтальне переміщення суглоба (вимірювалося індикатором ІЧ-10);

$\Delta'_{1(y)}$ - вертикальне переміщення точки, що належить дистальному уламку (вимірювалося індикатором ІЧ-10);

$\Delta'_{2(y)}$ - вертикальне переміщення точки, що належить проксимальному уламку (вимірювалося індикатором ІЧ-10);

$\Delta'_{1-2(x)}$ - зміна відстані між точками 1 та 2 по довжині кістки (вимірювалася штангенциркулем з цифровою індикацією).

Точки 1 та 2 вибрані поблизу місця перелому.

У процесі випробувань на стиск вимірювали (рис. 5б):

$\Delta'_{P(x)}$ - вертикальне переміщення точки прикладення навантаження, тобто вертикальне переміщення суглоба (вимірювалося випробувальною машиною ТІРАТест);

$\Delta'_{3(y)}$ - бокове переміщення точки медіальної частин кістки (вимірювались індикатором ІЧ-10);

$\Delta'_{1-2(x)}$ - зміна відстані між точками 1 та 2 по довжині кістки (вимірювалася штангенциркулем з цифровою індикацією).

Як показали попередні експерименти, при зазначених видах навантаження решта переміщень суглоба та точок 1 і 2 настільки малі у порівнянні з вимірними, що ними можна знехтувати.

Розрахунок величин зміщень уламків. На рис. 6 зображена векторна діаграма переміщень точок, які належать сусіднім областям уламків кісток.

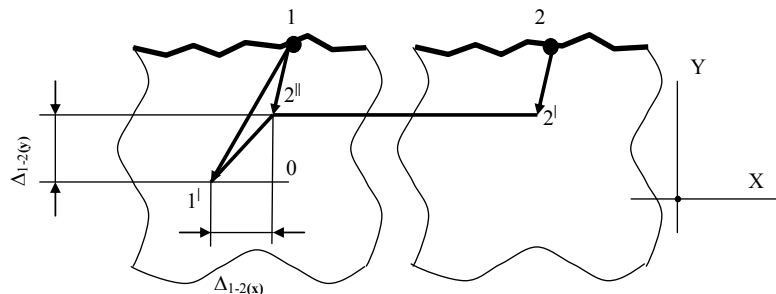


Рис. 6. Векторна діаграма переміщень точок 1 та 2

На цьому рисунку введено такі позначення:

1 та 2 - положення точок до прикладення навантаження;

1' та 2' - положення точок після прикладення навантаження;

1 - 1' - вектор переміщення точки 1;

2 - 2' - вектор переміщення точки 2;

1 - 2'' - вектор переміщення 2 - 2' після суміщення точки 2 з

точкою 1 шляхом паралельного переносу.

Різниця між відстанню 1 - 2 та зміщенням 1' - 2' (взаємне зміщення точок 1 та 2) дорівнює відрізку 1' - 2''. Таким чином, з трикутника 1' 0 2'' маємо, що взаємні зміщення уламків кістки у площині **YoX** дорівнюють

$\Delta_{1-2} = \sqrt{(\Delta_{1-2(y)})^2 + (\Delta_{1-2(x)})^2}$. Враховуючи, що питомих переміщення у лінійній області навантажень не залежать

від прикладених сил, для питомих переміщень δ маємо аналогічне співвідношення $\delta_{-2} = \sqrt{(\delta_{-2(y)})^2 + (\delta_{-2(x)})^2}$.

Горизонтальне зміщення $\Delta_{1-2(x)}$ вимірюємо безпосередньо в експерименті штангенциркулем. Вертикальне зміщення дорівнює $\Delta_{1-2(y)} = |\Delta_{1(y)} - \Delta_{2(y)}|$. Переміщення $\Delta_{1(y)}$ та $\Delta_{2(y)}$ вимірюємо індикатором ИЧ-10.

Результати та їх обговорення. Узагальнені результати вимірювань характеристик жорсткості систем "кістка - імплантат" при дії згинальних та стискних навантажень наведені в табл. 1 та 2. У ці таблиці включені результати розрахунків питомих деформацій (табл. 1), загальних жорсткостей систем та жорсткість з'єднання уламків кісток (табл. 2). Перед випробуваннями на стегнових кістках були змодельовані переломи та проведено скріплення уламків ендопротезом, стандартною пластиною DHS та стандартною кутовою пластиною. Для порівняння характеристик жорсткості в аналогічних умовах були випробувані непошкоджені стегнові кістки.

В табл. 1 представлені деформації "нетто", тобто були враховані деформації випробувального обладнання (системи навантаження, затискувачів та інших елементів) описаним вище методом попереднього навантаження жорсткого стрижня.

При згині середні показники деформаційних характеристик препаратів, що фіксовані ендопротезами, практично не відрізняються від аналогічних характеристик неушкодженої кістки. Деформація препаратів, фіксованих кутовими пластинами, в 1,3 рази, а DHS - в 2,5 рази більша за деформацію препаратів, фіксованих ендопротезом (табл. 1).

Відповідно сумарне взаємне зміщення відламків при фіксації кутовою пластиною в п'ять разів, а при фіксації DHS - у вісім разів більше, ніж при фіксації ендопротезом.

Жорсткість пошкодженої кістки і жорсткість фіксації відламків кістки з металоцементним ендопротезом найвищі і близькі до жорсткостей неушкодженої кістки.

Якщо жорсткість фіксації відламків ендопротезом прийняти за 100%, то жорсткість при фіксації кутовою пластиною буде становити 26,6%, а жорсткість фіксації відламків фіксатором DHS 18% (табл. 2, рис. 7).

При стискуванні деформації систем "кістка - імплантат", що зафіксована ендопротезом на цементі, майже у два рази менше, ніж непошкоджена кістка. Деформація препаратів, фіксованих пластинами DHS в 4.8 разів, а кутовими пластинами в 6.8 разів більше, ніж деформація препаратів з ендопротезами (табл. 1). Сумарне взаємне зміщення відламків при фіксації кутовою пластиною майже у 6 разів, а при фіксації DHS у сім разів більше, ніж при фіксації ендопротезом.

Жорсткість фіксації відламків пластиною DHS та кутовими пластинами складає відповідно 17% та 15% від жорсткості фіксації ендопротезом.

Циклічні навантаження. У процесі ходьби нижні кінцівки людини піддаються циклічним навантаженням, тому вивчення процесів накопичення деформацій в біологічних препаратах при дії таких навантажень являють певний інтерес. Нами проведено експерименти при циклічній дії стискних навантажень. При цьому вимірювали тільки загальні деформації зразків.

Була реалізована така програма циклічного навантаження зразків:

- деформування зразка зі швидкістю 5 мм/хв до навантаження зразка силою 50Н;
- витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с;
- розвантаження зразка з тією ж швидкістю до 25 Н;
- витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с.

Після цього цикл повторювали. Максимальна кількість циклів для кожного зразка дорівнювала 50. Запис значень деформацій проводили на 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40 та 50-му циклах.

Таблиця 1.

Усереднені значення питомих переміщень $\delta_i = (\delta'_i - \delta''_i) \cdot 10^3$ (мм/Н), сумарні питомі переміщення точки прикладення навантаження $\delta_p = \sqrt{(\delta_{p(y)})^2 + (\delta_{p(z)})^2}$ (згин), $\delta_p = \sqrt{(\delta_{p(x)})^2 + (\delta_{p(z)})^2}$ (стиск) та сумарні взаємні зміщення уламків $\delta_{-2} = \sqrt{(\delta_{-2(y)})^2 + (\delta_{-2(x)})^2}$ (згин) та $\delta_{-2} = \sqrt{(\delta_{-2(x)})^2 + (\delta_{-2(z)})^2}$ (стиск)

Препарат	Переміщення точки прикладення навантаження при згині			Взаємні зміщення уламків		
	$\delta_{p(y)}$	$\delta_{p(z)}$	δ_p	$\delta_{1-2(y)}$	$\delta_{1-2(x)}$	δ_{1-2}
Непошкоджена кістка	7.1	2.3	7.4	---	---	---
Кістка + ендопротез	7.2	2.0	7.5	1.1	3.0	3.2
Кістка + пластина DHS	18.4	3.5	18.7	10.4	14.0	17.4
Кістка + кутова пластина	9.5	2.1	9.7	1.9	12.0	12.1
Препарат	Переміщення точки прикладення навантаження при стиску			Взаємні зміщення уламків		
	$\delta_{p(x)}$	$\delta_{p(z)}$	δ_p	$\delta_{1-2(x)}$	$\delta_{1-2(z)}$	δ_{1-2}
Непошкоджена кістка	2.1	2.5	3.3	---	---	---
Кістка + ендопротез	1.4	1.0	1.7	1.1	0	1.1
Кістка + пластина DHS	6.0	5.4	8.1	6.4	0	6.4
Кістка + кутова пластина	9.1	7.1	11.5	7.6	0	7.6

Залежності деформування від кількості циклів являють собою монотонні криві при постійно збільшуваний деформації. При цьому найбільш інтенсивне накопичення деформацій відбувається на перших циклах.

Таблиця 2.

Узагальнені жорсткості $C_i = 1 / \delta_i$ (Н/мм) об'єктів випробувань при згині

Препарат	Загальна жорсткість системи при згині	Жорсткість з'єднання уламків при згині
	C_p	C_{1-2}
Непошкоджена кістка	135	---
Кістка + ендопротез	133	312
Кістка + пластина DHS	53	57
Кістка + кутова пластина	103	83
Препарат	Загальна жорсткість системи при стиску	Жорсткість з'єднання уламків при стиску
	C_p	C_{1-2}
Непошкоджена кістка	303	---
Кістка + ендопротез	588	909
Кістка + пластина DHS	123	156
Кістка + кутова пластина	86	132

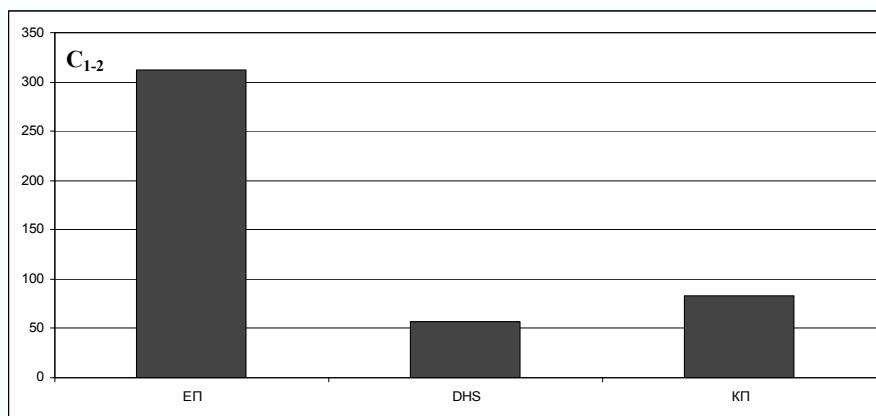


Рис. 7. Порівняння жорсткостей фіксації відламків при різних способах фіксації

Порівняльний аналіз накопичення деформацій при циклічних навантаженнях препаратів показав (порівнювалися деформації, що виникали при максимальному навантаженні, оскільки деформації при 25 Н практично пропорційні деформаціям при 50 Н):

- як при згині, так і при стискуванні, деформації непошкодженої кістки практично не відрізняються від деформацій системи "кістка - імплантат" з фіксацією ендопротезом;
- при згині деформації системи "кістка - імплантат" з фіксацією пластинами практично у 2 рази більше деформацій системи з фіксацією ендопротезом;
- при компресійних навантаженнях деформації системи "кістка - імплантат" з пластиною DHS майже у 2 рази, а систем з кутовою пластиною у 3 рази більше деформацій системи з фіксацією ендопротезом.

Висновки. 1. Випробування показали високу якість фіксації відламків стегнової кістки металевим ендопротезом на цементі. Жорсткість системи "кістка - імплантат" при такому способі скріплення набагато вище жорсткостей систем з остеосинтезом стандартними пластинами.

2. Відламки препаратів, фіксовані DHS, хоча і витримують досить великі осьові навантаження, виявилися найменш стійкими до навантажень на згин і циклічних навантажень.

Список літератури

1. Аникин Л.Н. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. – Киев: Производственное издание. 1994. – 302с.
2. Анкин Л.М. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения. / Анкин Л.М., Анкин М.Л. – М.: Книга-плюс, 2002. – 480 с.
3. Герцен Г.И. Металлоостеосинтез надвосточковых переломов стегнової кістки у пацієнтів літнього та старечого віку. / Герцен Г.И., Малкаві А. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2003. – № 2. – С. 18-20.
4. A biomechanical analysis of the sliding hip screw: the question of the plate angle. / [Meislin R.J., Zuckerman J.D., Kummer F.J., Frankel V.H.] // *Journal of Orth. Trauma*. – 1990. – Vol. 4. – P. 130-136.
5. Biomechanical evaluation of anatomic reduction versus medial displacement osteotomy in unstable intertrochanteric fractures. / [Chang W.S., Zuckerman J.D., Kummer F.J., Frankel V.H.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1987. – Dec. – Vol. 225. – P. 141-146.
6. Egan K.J. Biomechanics of total hip arthroplasty. / Egan K.J., Kummer F.J., Frankel V.H. // *Semin. Arthroplasty*. – 1993. – Oct. – Vol. 4. – P. 288-301.
7. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: a biomechanical evaluation. / [Strauss E., Frank J., Lee J., Kummer F.J., Tejwani N.] // *Injury*. – 2006. – Oct. – Vol. 37(10). – P. 984-989.
8. Treatment of Reverse Oblique and Transverse Intertrochanteric Fractures with Use of an Intramedullary Nail or a 95° Screw-Plate. / [C. Sadowski, A. Lubbeke, M. Saudan, N. Riand, R. Stern, P. Hoffmeyer]. // *Journal of Bone and Joint Surgery America*. – 2002. – March. – 84A. – P. 372-381.
9. Haidukewych G.J. Hip arthroplasty for salvage of failed treatment of intertrochanteric hip fractures. / Haidukewych G.J., Berry D.J. – *Journal of Bone and Joint Surgery America*. – 2003. – May. – 85-A(5). – P. 899-904.
10. A prospective trial comparing the Holland nail with the dynamic hip screw in the treatment of intertrochanteric fractures of the hip. / [N. J. Little, V. Verma, C. Fernando, D. S. Elliott, A. Khaleel]. // *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. – 2008. – Vol. 90-B. – Issue 8. – P.1073-1078.