

## БИОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ СПОСОБІВ ФІКСАЦІЇ НЕСТАБІЛЬНИХ ПЕРЕЛОМІВ ВЕРТЛЮГОВОЇ ДІЛЯНКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

*Полулях М.В., Бур'янов О.А., Юрійчук Л.М., Шидловський М.С.  
ДУ Інститут травматології та ортопедії АМН України  
Національний медичний університет ім. О.О.Богомольця  
Івано-Франківська обласна клінічна лікарня*

### Вступ

Сучасним підходом до лікування остеопоротичних переломів вертлюжної ділянки є остеосинтез. Вибір способу остеосинтезу залежить від стабільності перелому, тобто можливості відновлення дуги Адамса з компресією. Стандартом для лікування нестабільних переломів є: динамічний ковзаючий гвинт (DHS), кутова 130° пластина та гама цвях [1, 2, 4, 8, 10]. Огляд літератури стосовно результатів остеосинтезу свідчить про те, що традиційні імплантати системи АО і традиційна техніка остеосинтезу, які успішно зарекомендували себе для використання у пацієнтів молодого та середнього віку, не достатньо надійні для осіб літнього та старечого віку [3]. Спостерігається негативний вплив нестабільних черезвертлюгових та підвертлюгових переломів на якість життя пацієнтів, незалежно від вибору хірургічного методу лікування [13]. Спосіб металоцементної фіксації імплантатів позитивно себе зарекомендував при цементному ендопротезуванні суглобів, а також при металоцементному остеосинтезі діафізарних переломів довгих кісток у людей літнього і старечого віку на фоні локального і системного остеопорозу [2, 5, 9]. Переважна більшість лікарів при виборі методу лікування звертає увагу на характер перелому, вік пацієнта, наявність остеопорозу та достатність кровозабезпечення головки стегнової кістки [6, 7]. При лікуванні переломів даної локалізації необхідно враховувати наявні дегенеративно-дистрофічні зміни у хрящовій тканині та механічне пошкодження хряща, які впливають на кінцевий результат лікування переломів, тим більше, що травма посилить запально-дистрофічний процес у суглобі, який в кінцевому результаті збільшить ступінь остеоартрозу. І хоча більшість міжвертлюгових переломів можна успішно лікувати методом остеосинтезу, все ж певній частині пацієнтів рекомендовано використати протез [11, 12].

**Мета роботи** – провести біомеханічне обґрунтування вибору методу фіксації нестабільного перелому вертлюгової ділянки стегнової кістки у пацієнтів похилого і старечого віку, опираючись

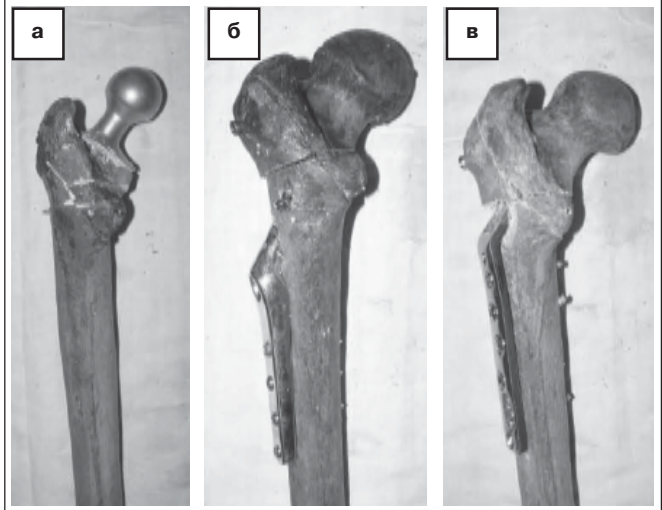
на результати стендових натурних випробувань, які відтворювали умови фізіологічного навантаження на препарати стегнових кісток з моделлю нестабільного черезвертлюгового перелому.

### Матеріали і методи

**Матеріал:** 18 трупних кісток людей старшого віку з ідентичними антропометричними даними, очищених від м'яких тканин було розподілено на 3 рівні групи, по шість препаратів в кожній. На препаратах створено модель нестабільного черезвертлюгового перелому. Препарати першої групи були фіксовані ніжкою ендопротеза на кістковому цементі і серкляжним дротом, препарати другої групи – фіксаторами DHS, препарати третьої групи – кутовими пластинами 130° (Рис. 1).

На кафедрі динаміки, міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України "КПІ" у лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів було проведено стендові натурні випробування. Відтворювали умови фізіологічного навантаження на неушкоджені препарати стегнових кісток та з моделями різних способів остеосинтезу. Також визначали жорсткість фіксації відламків зазначених кісток за допомогою системи навантаження

**Рис. 1.** Вигляд препаратів після остеотомії, фіксованих: а – ендопротезом; б – пластиною DHS; в – кутовою пластиною

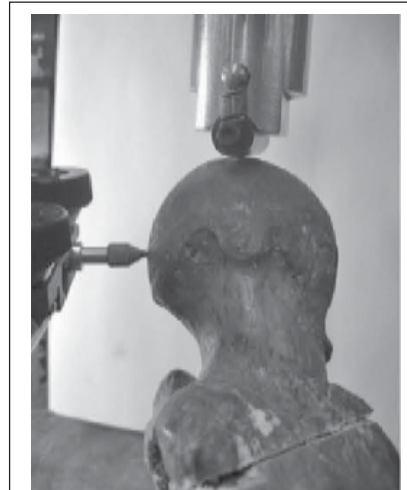




**Рис. 2.** Загальний вигляд випробувальної машини під час досліджень



**Рис. 3.** Вимірювання зміщення проксимального відламка за допомогою механічного індикатора годинникового типу



**Рис. 4.** Вимірювання ротаційних деформацій препаратів

та вимірювання деформацій універсальної випробувальної машини системи TIRATEST (рис. 2). В процесі випробувань зразки, розміщені в робочій частині випробувальної машини, піддавали навантаженням 10, 20, 30, 40 та 50 Н. Циклічні згинальні і компресійні випробування відрізнялися режимом навантажень. Задавали попереднє навантаження 10 Н, і проводили по 50 циклів з швидкістю 5мм/хв і силою в 25 Н і 50Н. Визначення максимальних навантажень припиняли після початку руйнування препарату і зміни лінійності графіка деформації досліджуваного препарату. Переміщення окремих відламків вимірювали в визначених стандартних для всіх препаратів точках за допомогою механічних індикаторів з точністю 0,01мм.

Навантаження проводили на головку стегнової кістки (ендопротеза) перпендикулярно (Рис. 3) та вздовж (Рис. 4, 5) біомеханічної вісі стегнової кістки. Вимірювали деформацію препаратів в трьох площинах. Схеми навантажень та вимірювань деформацій зображено на Рис. 3, 4 та 5.

Для визначення деформації випробувальної машини та деформації перехідних елементів (опор, елементів кріплення, вузлів навантаження, динамометрів та інших деталей), проводили навантаження випробувальної машини із використанням замість зразків, що досліджуються, відомого жорсткого елемента (сталевий стрижень діаметром 30 мм та довжиною 300 мм). Вказані деформації були вирахувані із деформацій зразків, щоб виключити їх вплив на кінцеві результати. На основі проведених вимірювань були визначені сумарні та взаємні зміщення між основними фрагментами, деформації препаратів при компресійних навантаженнях, а також інтенсивність накопичення деформації при циклічних



**Рис. 5.** Дослідження жорсткості фіксації при осьових навантаженнях

навантаженнях, максимально допустимі навантаження по осі.

На підставі даних протоколу досліджень препаратів було проведено статистичну обробку результатів. За допомогою комп'ютерної програми Microsoft-Exel 2003 розраховували середнє значення сумарного вектора зміщення ( $\Delta L$ ) та стандартну помилку середнього ( $\pm m$  при  $n=6$ ) при фіксованих навантаженнях ( $P$ ) і різних способах фіксації кісткових уламків. На підставі отриманих даних побудовано графіки залежності зміщення кісткових уламків від навантаження ( $P$ ) при різних способах їх фіксації. При оцінці результатів експерименту виходили з того, що чим менший модуль сумарного векторного зміщення, тим вищі характеристики жорсткості досліджуваної системи.

З метою коректної оцінки результатів дослідження ми використали критерій Ст'юдента ( $t$ ) для порівняння статистичної достовірності середніх зміщень кісткових уламків при обраних навантаженнях та способах фіксації.

Критерій Ст'юдента розраховували за загальноприйнятою формулою. При біомеханічних випробуваннях прийнята статистична ймовірність 0.95, що за табличними даними при  $n=6$  відповідає критичному критерію Ст'юдента  $t=2,571$ . Для перевірки гіпотези: «Середні двох вибірок відносяться до однієї і тієї ж сукупності», ми порівнювали між собою критичний і розрахунковий критерій Ст'юдента. Далі виходило з того, що коли розрахунковий критерій Ст'юдента більший за критичний, то  $p<0,05$ , і навпаки: коли розрахунковий критерій Ст'юдента менший, ніж критичний, то  $p>0,05$ .

Для порівняння жорсткості фіксації різними способами, ми взяли за 100% жорсткість фіксації відломків ендопротезом (при усіх обраних навантаженнях), і розраховали відсоток, на який жорсткість фіксації вища при відповідних навантаженнях.

### Результати та їх обговорення

Встановлено чітку лінійну залежність між силою навантаження і деформаціями, що виникали, причому ця залежність суттєво відрізнялася при різних способах фіксації і достовірно ( $p<0,05$ ) повторювалась при наступних дослідженнях. Середні показники деформаційних характеристик препаратів, що фіксовані ендопротезами, під дією згинальних навантажень нижчі, ніж в неушкодженій кістці, за рахунок жорсткості ніжки ендопротеза (Рис. 6). Деформація препаратів, фіксованих кутовими пластинами, більша на 30%, а DHS – на 150% більша, ніж деформація препаратів, фіксованих ендопротезом при навантаженні 50 Н.

Відповідно, при навантаженні 50 Н, сумарне взаємне зміщення відламків при фіксації кутовою пластиною в п'ять разів, а при фіксації DHS – в вісім разів більше, ніж при фіксації ендопротезом (Рис. 7).

Жорсткість препаратів в цілому, і жорсткість фіксації відламків найвища і близька до параметрів неушкодженій кістці при металоцементному остеосинтезі з ендопротезуванням. Якщо жорсткість фіксації відламків ендопротезом прийняти за 100%, то жорсткість фіксації при остеосинтезі кутовою пластиною (КП) становитиме 26,6%, а жорсткість фіксації відламків фіксатором DHS 18% (Рис. 8).

Дослідження при циклічних навантаженнях на згин показали, що накопичення деформації при циклічних навантаженнях на згин достовірно не відрізнялись ( $p>0,05$ ) в препаратах з кутовою пластиною та пластиною DHS, при цьому накопичення деформації в препа-

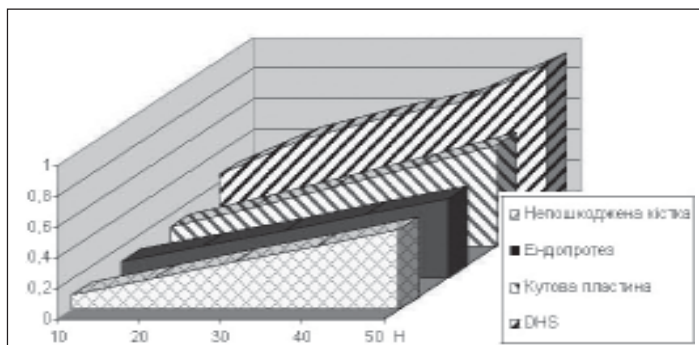


Рис. 6. Діаграма деформації препаратів під дією навантажень на згин

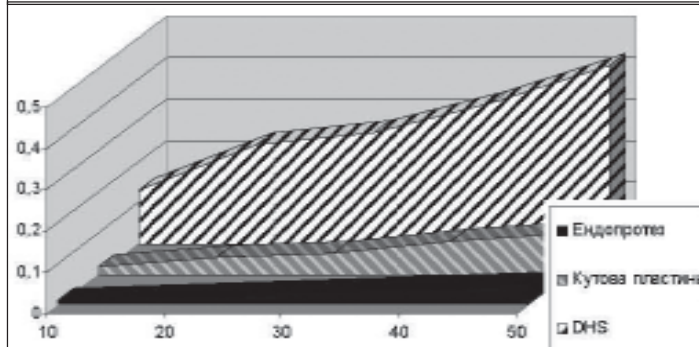


Рис. 7. Діаграма сумарних зміщень відламків під дією навантажень на згин

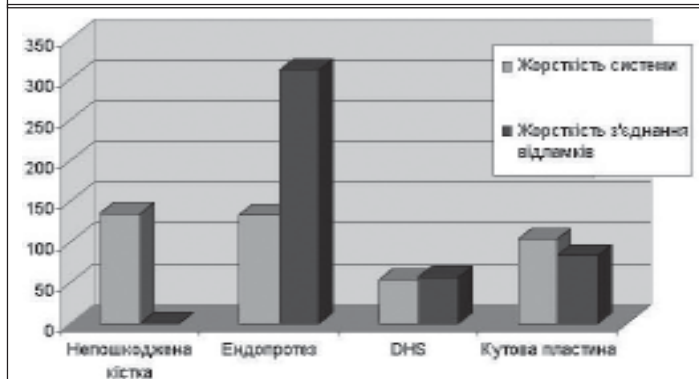


Рис. 8. Порівняння жорсткостей фіксації відламків при різних способах фіксації

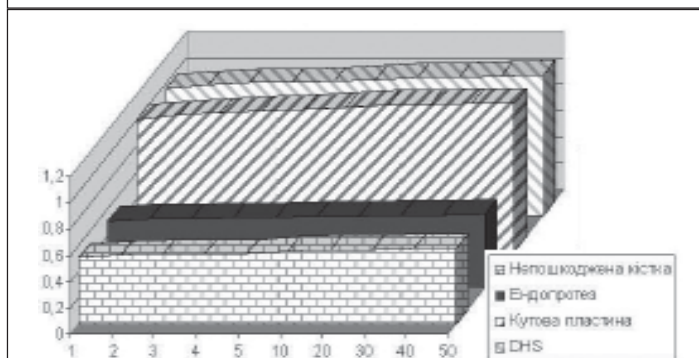
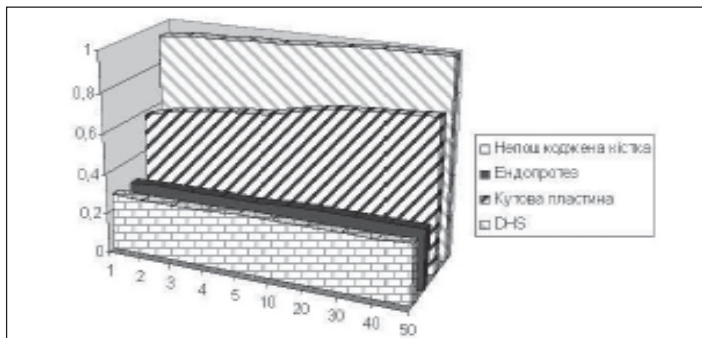


Рис. 9. Діаграма деформації препаратів при циклічних навантаженнях на згин

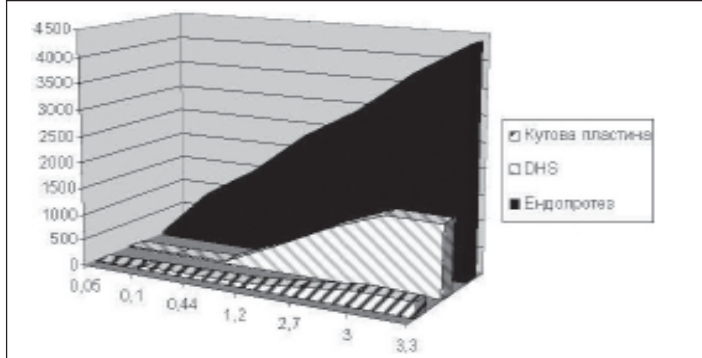
ратах з КП становило 200%, і DHS – 189% від накопичення деформації при ендопротезуванні ( $p<0,05$ ) (Рис. 9).

При циклічних навантаженнях на згин препарати, у яких перелом був синтезований ендопротезом, виявились більш жорсткими за неушкоджену кістку.





**Рис. 10.** Діаграма деформації препаратів при циклічних навантаженнях по осі



**Рис. 11.** Діаграми максимальних навантажень

При циклічних компресійних навантаженнях по осі препарати з ендопротезом виявилися однаковими за жорсткістю з нешкодженою кісткою (Рис. 10). Препарати з КП показали 39% стійкості в порівнянні з препаратами з ендопротезом, а препарати, фіксовані пластиною DHS – 30%.

При максимальних осьових навантаженнях, як показано на Рис.11, препарати з ендопротезом витримують таке ж навантаження, як і нешкоджена кістка – понад 4000 Н (400 кг), при цьому лінійність діаграми порушується при навантаженні 3700-3800 Н.

При фіксації пластиною DHS препарати витримують до 1400 Н (140 кг), після чого починається руйнування препарату; а препарати, фіксовані кутовою пластиною, витримують навантаження близько 300 Н (30 кг), після чого настає деформація пластини і руйнування препарату.

## Висновки

1. Одержані нами результати досліджень показали високу жорсткість фіксації відламків при нестабільних черезвертлюгових переломах стегнової кістки і стійкість до циклічних і вісьових навантажень у препаратів, фіксованих ендопротезом на цементі, яка в кілька разів перевищує жорсткість фіксації і стійкість до навантажень у препаратів, фіксованих іншими методами.

2. Застосування цементного ендопротезування кульшового суглоба для лікування нестабільних через- та міжвертлюгових переломів стегнової кістки у людей похилого та старечого віку є біомеханічно обґрунтованим.

## Література

1. Азизов М.Ж. К вопросу о лечении вертельных переломов бедренной кости / Азизов М.Ж., Алибеков М.М., Валиев Э.Ю. // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2000. – № 3. – С. 56-59.
2. Анкин Л.М. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения. / Анкин Л.М., Анкин М.Л. – М.: Книга-плюс, 2002. – 480 с. – С. 225-231.
3. Герцен Г.И. Стабильный остеосинтез переломов длинных костей в пожилом и старческом возрасте. / Герцен Г.И., Каграманян Л.А. // Збірник наукових праць співробітників КМАПО ім. П.Л.Шупика. – Київ, 1998. – С.56-57.
4. Король О.Е. Сучасні аспекти хірургічного лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки. // Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології. Мат. науково-практ. конф., присвяч. 85-річчю ІТО АМНУ. – Київ, 2004. – С. 76-79.
5. Малкави Амир. Металоостеосинтез и металлоцементный остеосинтез при переломах длинных костей у людей пожилого и старческого возраста: автореф. дисс. канд. мед. наук.: 14.01.21 «Травматология та ортопедія» – Київ, 2005. – 16 с.
6. Новый підхід до технології лікування переломів шийки стегнової кістки. / Процик А.І., Мовчан О.С., Ковальчук М.В., Каграманян Л.О., Нориця О.Є. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2005. – № 2. – С. 55-58.
7. Первинне ендопротезування при через- та міжвертельних переломах стегнової кістки у хворих похилого та старечого віку. / М.В.Полулях, С.І.Герасименко, В.С.Сулима, Л.М. Юрійчук // Український журнал екстремальної медицини імені Г.О.Можаяєва. – 2008. – Том. 9. – №2. – С. 93-96.
8. Рубленик И.М. Биологический остеосинтез при переломах вертельной области бедренной кости. / Рубленик И.М., Васюк В.Л., Шайко-Шайковский А.Г. // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2003. – №1. – С. 38-41.
9. Скляренко Є.Т. Дегенеративно-дистрофічні ураження суглобів. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 1999. – № 1. – С. 69-71.
10. Dynamic hip screw with trochanteric stabilizing plate in the treatment of unstable proximal femoral fractures: a comparative study with the gamma nail and compression hip

- screw. / Madsen J.E., Naess L., Aune A.K., Alho A., Ekeland A.L., Stromsoe K. // J. Orthop. Trauma. – 1998. – Vol. 12. – P. 241-248.
11. Lim L.A. Biomechanics of total hip arthroplasty / Lim L.A., Carmichael S.W., Cabanela M.E. // Anat. Rec. (New Anat.) – 1999. – Vol. 257. – P. 110-116.
  12. Mechanical evaluation of unipolar hip spacer constructs. / Kummer F.J., Strauss E., Wright K., Kubiak E.N., Di Cesare P.E. // Am. J. Orthop. – 2008. – Oct. – Vol. 37(10). – P. 517-518.
  13. The standard Gamma nail or the Medoff sliding plate for unstable trochanteric and subtrochanteric fracture. A randomised, controlled trial. / R. Miedel, S. Ponzer, H. Törnkvist, A. Söderqvist, J. Tidermark. // Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume). 2005. – Vol. 87-B. – Issue 1. – P. 68-75.

## Резюме

С целью биомеханического обоснования способов фиксации проведены стендовые исследования. На 18 препаратах трупных костей пожилых людей смоделированы нестабильные переломы вертельной области бедренной кости. Препараты были разделены на 3 равные группы по 6 препаратов в каждой. В первой группе отломки были фиксированы ножкой протеза с цементным типом фиксации, во второй – фиксатором DHS и в третьей группе – угловыми пластинами 130°.

Проведены исследования устойчивости фиксации отломков к нагрузкам по оси, на изгиб, к циклическим и максимальным нагрузкам по оси. Результаты исследования показали высокую прочность фиксации отломков проволокой, винтом и ножкой эндопротеза на цементе, в несколько раз превышавшую прочность фиксации угловой пластиной и DHS пластиной. Препара-

ты, фиксированные DHS пластиной, выдержали вес до 140 кг, фиксирование эндопротезом 400 кг – в 10 раз больше, чем фиксированные угловой пластиной. Препараты, фиксированные эндопротезом показали устойчивость к нагрузкам, близкую к устойчивости неповрежденной кости.

**Ключевые слова:** биомеханика, чрез- и межвертельные переломы, металлоостеосинтез, нагрузки, типы фиксации.

## Resume

This paper presents the biomechanical background of different fixation methods performed on simulated, unstable intertrochanteric hip fractures (type AO-A3) that had been created in 18 specimens of old hip bones. Eighteen pairs of femurs were assigned randomly to 3 groups: 6 fractures were fixed with a 130° angle plate; 6 fractures with four-hole, dynamic (sliding) hip screw (DHS) and 6 fractures were treated with the use of total hip cement arthroplasty.

Each specimen was tested with different types of loading: axis loading, flexing and cyclic loading, maximum axis loadings.

The results demonstrated high strain of fixation with the use of total hip cement arthroplasty combined with additional wire mesh and screw fixation, that is biomechanically superior to other fixation (DHS and angular plates) of unstable intertrochanteric hip fractures.

The specimens that were fixed with DHS, stood the loading of up to 140 kg, but turned to be twice less stable to flexing and cyclic loading, then 130° angle plate; and 8 times less stable (up to 12%) then the prosthesis strain.

**Key words:** biomechanics, inter- and trochanteric fractures, total hip arthroplasty, loadings, types of fixation.