

УДК 616.718.16.4-001.5-089.881-053.9:612.76

## Біомеханічна оцінка різних способів фіксації у разі нестабільних переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки в експерименті

Л. М. Юрійчук<sup>4</sup>, М. В. Полулях<sup>1</sup>, М. С. Клепач<sup>2</sup>, М. С. Шидловський<sup>3</sup>,  
Ю. І. Попович<sup>2</sup>, Ю. І. Павлішен<sup>5</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», Київ

<sup>2</sup> Івано-Франківський національний медичний університет. Україна

<sup>3</sup> Київський політехнічний інститут. Україна

<sup>4</sup> Івано-Франківська обласна клінічна лікарня. Україна

<sup>5</sup> Хмельницька обласна клінічна лікарня. Україна

*Unstable (A3) fractures in the acetabular region of the femur in the acetabular region of the femur were experimentally modelled on 18 preparations from cadaver bones of elderly people. The preparations were divided into three groups, by 6 in each. Fragments were fixed with a cemented endoprosthesis stem in group 1, with a DHS plate in group 2, and 130 degree angle plates in group 3. Biomechanical studies of the fragment fixation resistance to axial loads, fractures and maximum dynamic axial loads were conducted. Results of the above studies demonstrated a high rigidity of fracture fixation with angle plates and a low resistance of fragments to maximum compression loads. In osteosynthesis with DHS plates, preparations bore weight up to 140 kg, but turned out to be half resistant to cyclic and fracture loads versus their fixation with angle plates and one-eighth as strong (up to 12 %) as when fixed with endoprostheses. In cases of fixing with wire, screws and endoprosthesis stems with cement, resistance to loads was close to that of an intact bone.*

*В експерименті на 18 препаратах трупних кісток пожилых людей моделировали нестабильные (A3) переломы вертельной области бедренной кости. Препараты распределили на три группы по 6 в каждой. В первой группе отломки фиксировали ножкой эндопротеза с цементом, во второй — фиксатором DHS и в третьей — угловыми 130-градусными пластинами. Проведены биомеханические исследования устойчивости фиксации отломков к нагрузкам по оси, на излом и к максимальным динамическим нагрузкам по оси. Результаты исследования показали высокую жесткость фиксации отломков угловыми пластинами и невысокую устойчивость их к максимальным компрессионным нагрузкам. При остеосинтезе DHS пластиной препараты выдерживали вес до 140 кг, но оказались в два раза менее устойчивыми к циклическим нагрузкам и нагрузкам на излом, чем при фиксации отломков угловыми пластинами, и в восемь раз слабее (до 12%), чем фиксированные эндопротезом. При фиксации проволокой, винтом и ножкой эндопротеза на цементе, устойчивость к нагрузкам была близкой к неповрежденной кости.*

**Ключові слова:** біомеханіка, черезвертлюгові та міжвертлюгові переломи, металоостеосинтез, навантаження, типи фіксації

### Вступ

Ефективність лікування хворих з переломами кісток є однією з найважливіших проблем у сучасній медицині і травматології-ортопедії зокрема. Останніми роками в Україні та у світі широко і успішно впроваджують сучасні методи лікування хворих з переломами вертлюгової ділянки стегнової

кістки. Проте постійно триває пошук нових способів остеосинтезу [4–7] і досліджується адекватність традиційного підходу до лікування пацієнтів із зазначеною патологією. Огляд джерел наукової літератури свідчить, що нестабільні переломи типів A2-3, A3 (за класифікацією AO/ASIF) викликають інтерес багатьох дослідників у зв'язку з великою



**Рис. 1.** Фото моделі нестабільного черезвертлюгового перелому стегнової кістки

кількістю ускладнень і незадовільних результатів. Проведено низку досліджень, у яких порівнювали різні способи фіксації, і отримано суперечливі результати [1–3, 8–10].

*Мета роботи* — визначити жорсткість фіксації відламків за умов нестабільного черезвертлюгового перелому стегнової кістки кутовою пластиною (КП), фіксатором DHS та металоцементним остеосинтезом з тотальним ендпротезуванням, провести біомеханічне обґрунтування вибору методу фіксації у пацієнтів похилого віку.

## Матеріал та методи

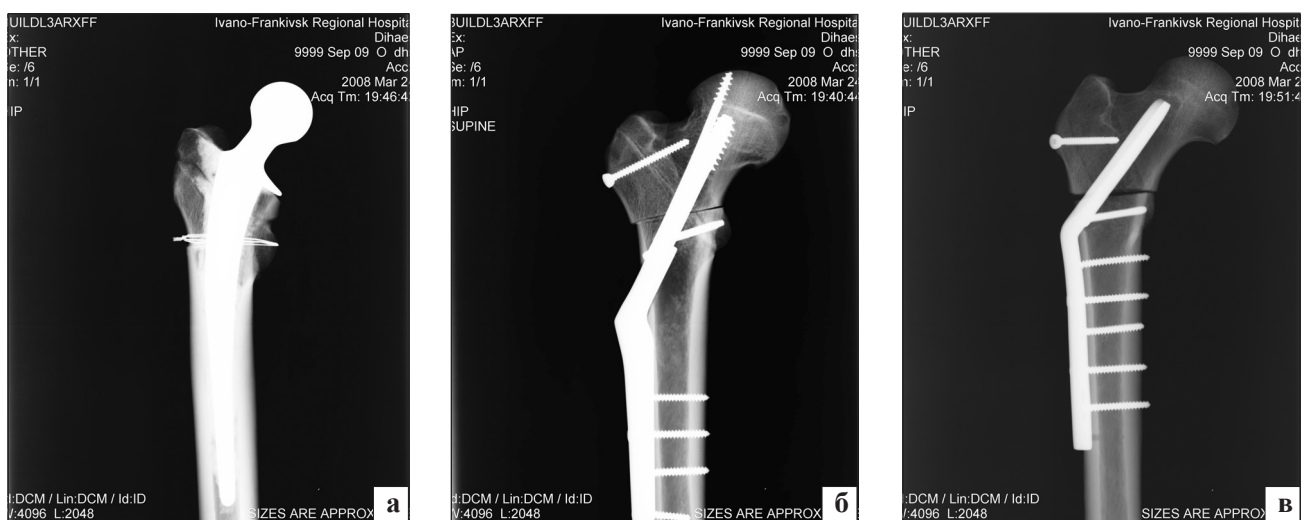
З метою проведення експериментальних досліджень на кафедрі оперативної хірургії і топографічної анатомії Івано-Франківського національ-

ного медичного університету було заготовлено 18 трупних стегнових кісток людей похилого віку з ідентичними антропометричними даними. Кістки очищено від м'яких тканин і фіксовано у розчині формаліну. На препаратах створено модель нестабільного черезвертлюгового перелому (рис. 1).

У випробувальному центрі біомеханіки Національного технічного університету України «КПІ» було проведено стендові натурні дослідження за цих умов; їх результати зафіксовано у протоколі.

Досліджуваний матеріал розподілили на три групи по шість препаратів. Відламки у першій групі було фіксовано ніжною ендпротеза на кістковому цементі і серкляжним дротом, у другій — фіксаторами DHS, а у третій — кутовими 130-градусними пластинами (рис. 2). На універсальній випробувальній машині TIRATEST-2151 відтворювали умови фізіологічного навантаження на стегнову кістку, вивчали жорсткість фіксації відламків, їх стійкість до статичних і циклічних дій на згин і по осі та до максимальних аксіальних навантажень.

Навантаження проводили на головку стегнової кістки (ендпротеза) вздовж біомеханічної осі і під прямим кутом до неї. Досліджували деформацію препаратів у трьох площинах (рис. 3). Загальні переміщення зразків реєстрували за допомогою вимірювальної системи випробувальної машини. Переміщення, деформацію окремих відламків, кісток та імплантатів вимірювали за допомогою індикатора годинникового типу ІЧ-10 з точністю до 0,01 мм (рис. 4). На підставі отриманих вимірів розраховували сумарні зміщення та взаємну дислокацію між основними фрагментами, накопичення деформації за циклічних навантажень, максимально допустимі навантаження по осі.



**Рис. 2.** Фотовідбитки рентгенограм препаратів кісток, відламки яких фіксовано: а — кутовою пластиною, б — DHS пластиною, в — ендпротезом

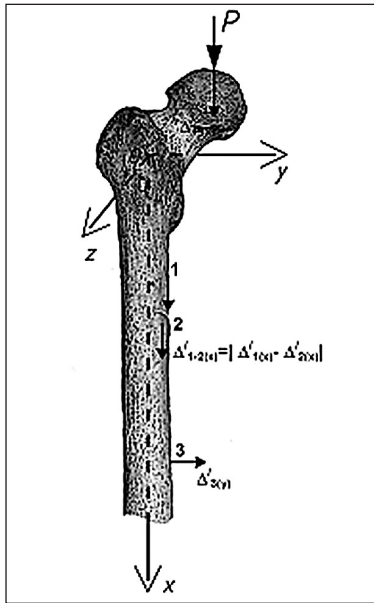


Рис. 3. Схема препарату з нанесеними осями і точками прикладання сил

### Результати та їх обговорення

Результати досліджень показали, що середні показники деформації препаратів, відламки яких фіксовано ендпротезом, під дією згинальних навантажень нижчі, ніж у неушкодженої кістки за рахунок жорсткості ніжки ендпротеза (рис. 5). Деформація препаратів з фіксацією КП у 1,3 рази, а DHS — у 2,5 рази більша, ніж деформація препаратів за умов остеосинтезу ендпротезом. Відповідно сумарне взаємне зміщення відламків у разі фіксації КП у 5 разів, а у випадку фіксації DHS — у 8 разів більше, ніж за фіксації ендпротезом. Жорсткість препаратів загалом і жорсткість фіксації відламків була найвищою і близькою до параметрів неушкод-

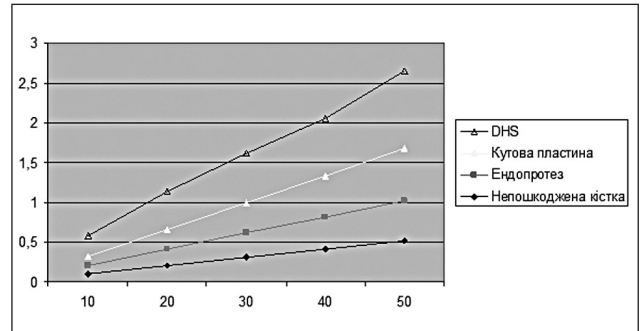


Рис. 5. Графік деформації препаратів під дією навантажень на згин

женої кістки у разі металоцементного остеосинтезу за допомогою ендпротезування. Якщо жорсткість фіксації відламків ендпротезом прийняти за 100%, то жорсткість фіксації в умовах остеосинтезу КП буде становити 26,6%, а фіксатором DHS — 18%.

Дослідження в умовах циклічних навантажень на злам і компресійних окремо показали, що накопичення деформації у першому випадку відбувалось однаково в препаратах з КП та пластиною DHS, при цьому деформація кісток з КП і DHS була більшою, ніж у випадку ендпротезування (рис. 6, а).

У разі циклічних згинальних навантажень препарати з ендпротезом виявилися жорсткішими за неушкоджену кістку завдяки ніжці ендпротеза

За умов циклічних компресійних навантажень препарати з ендпротезом виявилися однаковими за жорсткістю з неушкодженою кісткою (рис. 6, б); препарати з КП показали втричі меншу стійкість, ніж препарати з ендпротезом і втричі більшу, ніж фіксовані пластиною DHS.

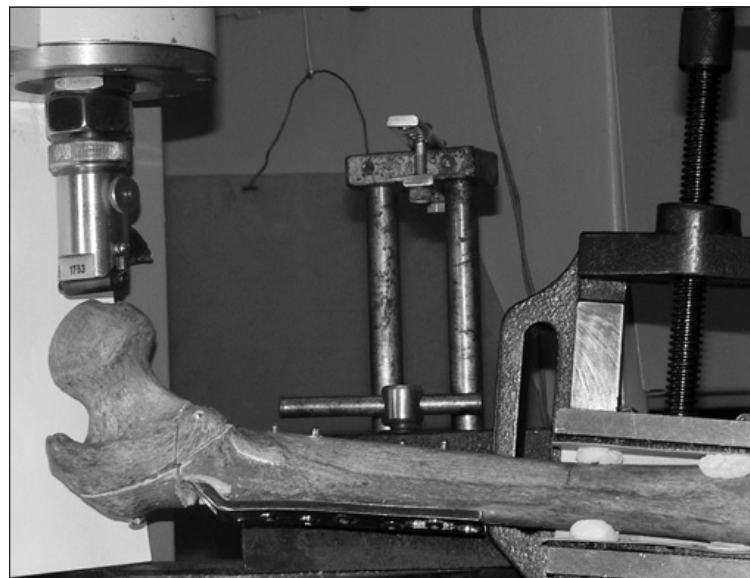


Рис. 4. Фотографії препаратів під час дослідження жорсткості фіксації в умовах осьових та бічних навантажень



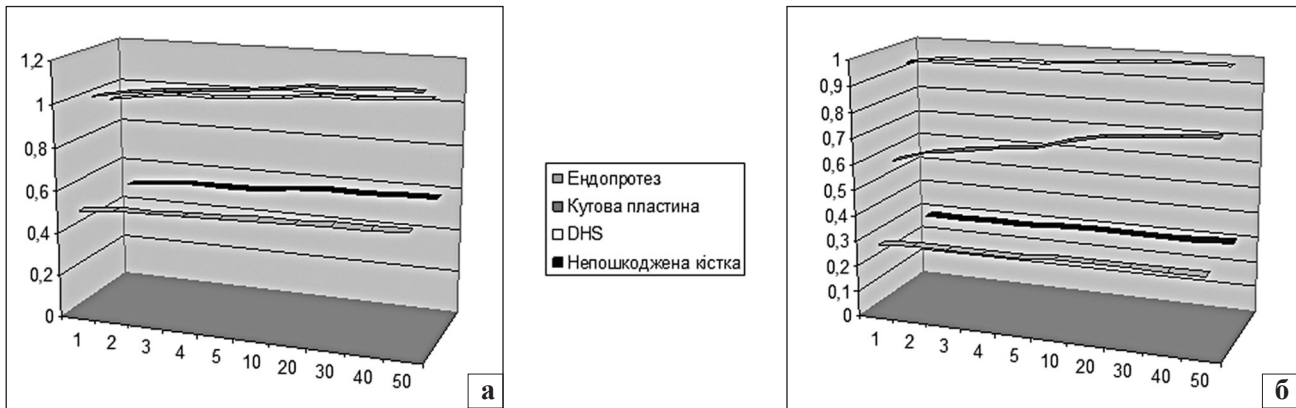


Рис. 6. Графік деформації препаратів в умовах циклічних навантажень на згин (а) та циклічних осьових навантажень (б)

Дослідження препаратів в умовах максимальних осьових навантажень показало, що з ендопротезом вони витримують таке ж навантаження, як і неушкоджена кістка — понад 4 000 Н (400 кг), при цьому лінійність діаграми порушується у разі дії 3 700–3 800 Н. За умов фіксації відламків пластиною DHS препарати витримують до 1 400 Н (140 кг), після чого починається їх руйнування, а препарати з фіксацією КП витримують навантаження близько 300 Н (30 кг), потім настає деформація пластини і руйнування препарату.

### Висновки

Одержані результати досліджень показали високу жорсткість фіксації відламків кутовими пластинами за умов нестабільних черезвертлюгових переломів стегнової кістки і низьку здатність цього виду фіксації витримувати осьові навантаження. У разі фіксації відламків пластиною DHS препарати хоча і витримують значні осьові навантаження, але є найменш стійкими до згинальних і циклічних навантажень.

У випадку нестабільних черезвертлюгових переломів стегнової кістки дослідження фіксації відламків серкляжним дротом, гвинтом і ніжкою ендопротеза на цементі встановило стійкість препаратів до навантаження, близьку до неушкодженої кістки, а також помітний вплив ніжки ендопротеза на природну еластичність стегнової кістки.

Металоцементний остеосинтез вертлюгової ділянки стегнової кістки з цементним ендопротезуванням кульшового суглоба може бути альтернативою традиційному металоостеосинтезу у лікуванні

хворих похилого віку з через- та міжвертлюговими переломами.

### Список літератури

1. Анкин Л. М. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Л. М. Анкин, М. Л. Анкин. — М: Книга-плюс, 2002. — 480 с.
2. Герцен Г. І. Металоостеосинтез надвиросткових переломів стегнової кістки у пацієнтів літнього та старечого віку / Г. І. Герцен, А. Малкаві // Вісн. ортопед., травматол. та протез. — 2003. — № 2. — С. 18–20.
3. Первинне ендопротезування при через- та міжвертлюгових переломах стегнової кістки у хворих похилого та старечого віку / М. В. Полулях, С. І. Герасименко, В. С. Сулима, Л. М. Юрійчук // Укр. журнал екстремальної медицини ім. Г. О. Можаяєва. — 2008. — Т. 9, № 2. — С. 93–96.
4. A biomechanical analysis of the sliding hip screw: the question of the plate angle / R. J. Meislin, J. D. Zuckerman, F. J. Kummer, V. H. Frankel // J. Orth. Trauma. — 1990. — Vol. 4. — P. 130–136.
5. Biomechanical evaluation of anatomic reduction versus medial displacement osteotomy in unstable intertrochanteric fractures / W. S. Chang, J. D. Zuckerman, F. J. Kummer, V. H. Frankel // Clin. Orthop. Rel. Res. — 1987. — Vol. 225. — P. 141–146.
6. Egan K. J. Biomechanics of total hip arthroplasty / K. J. Egan, F. J. Kummer, V. H. Frankel // Semin. Arthroplasty. — 1993. — Vol. 4. — P. 288–301.
7. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: a biomechanical evaluation / E. Strauss, J. Frank, J. Lee et al. // Injury. — 2006. — Vol. 37. — 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 et al. // J. Bone Joint Surg. — 2002. — Vol. 84-A. — P. 372–381.
9. Haidukewych G. J. Hip arthroplasty for salvage of failed treatment of intertrochanteric hip fractures / G. J. Haidukewych, D. J. Berry // J. Bone Joint Surg. — 2003. — Vol. 85-A. — 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 et al. // J. Bone Joint Surg. — 2008. — Vol. 90-B. — P. 1073–1078.