

УДК 616.717/718-001.5-089.843:303.442.3](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202625-12>

## Застосування хірургічних технологій лікування постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок сучасної бойової травми. Повідомлення третє. Технології кісткового транспорту

С. О. Гур'єв<sup>1</sup>, С. В. Гаріян<sup>2</sup>, В. А. Кушнір<sup>1</sup>, О. С. Цибульський<sup>2</sup><sup>1</sup> ДЗ «Український науково-практичний центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф МОЗ України», Київ

**Objective.** To provide a full description of the indications for the use of bone transport technology in victims with long bone defects due to combat trauma. **Methods.** The current state of domestic and international treatment strategies, as well as research achievements regarding bone transport methods (antegrade, retrograde, and antegrade-retrograde) were reviewed. The medical histories of 62 patients with long bone defects who were successfully treated using bone transport technology were studied. **Results.** It was found out that antegrade bone transport is most often used for the surgical treatment of victims with such defects — 54.84 %. In the general array of victims who were treated with bone transport technology, patients aged 21–50 years prevail — 77.42 %. It should be noted that the use of this technology prevailed in cases of damage to the long bones of the lower limb — 96.78%. It can also be stated that the bone transport technology for the treatment of long bone defects is inherent in conditions of defect sizes from 5 to 15 cm. **Conclusions.** The use of bone transport technology in the surgical treatment of victims with long bone defects due to combat trauma to achieve a successful clinical and anatomical result requires a clear comprehensive formation of indications based on age, anatomical features, as well as assessment of the defect, the criteria being the age of the victim (up to 50 years) and the defect size of 5 cm or more. Each subtype of bone transport technology has a specific localization of defects for its successful use: antegrade bone transport for defects due to combat trauma of the forearm (100 %) and lower leg (56.82 %), retrograde — thigh (62.5 %), antegrade-retrograde — only on the lower leg. **Keywords.** Long bones, defects, surgical treatment, bone transport technologies, combat injuries.

**Мета.** Надати повноцінну характеристику показів для застосування технології кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми. **Методи.** Розглянуто сучасний стан вітчизняних і міжнародних стратегій лікування, а також дослідницькі досягнення щодо способів транспортування кісток (антеградний, ретроградний та антеградно-ретроградний). Вивчено історії хвороби 62 пацієнтів із дефектами довгих кісток, яких успішно проліковано зі застосуванням технології кісткового транспорту. **Результати.** Виявлено, що для оперативного лікування постраждалих із такими дефектами найчастіше застосовується антеградний кістковий транспорт — 54,84 %. У загальному масиві постраждалих, яким було застосовано технологію кісткового транспорту, здебільшого хворі віком 21–50 років — 77,42 %. Зауважимо, що використання цієї технології переважало в разі ураження довгих кісток нижніх кінцівок — 96,78 %. Також можна стверджувати, що технологія кісткового транспорту для лікування дефектів довгих кісток притаманна за умов розмірів дефектів від 5 до 15 см. **Висновки.** Застосування технології кісткового транспорту в хірургічному лікуванні постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми для досягнення успішного клініко-анатомічного результату потребує чіткого комплексного формування показів, заснованого на вікових, анатомічних ознаках, а також оцінюванні дефекту, критеріями є вік постраждалого (до 50 років) та розмір дефекту від 5 см та більше. Кожен підтип технології кісткового транспорту застосовується за певної локалізації дефектів для її успішного використання: антеградний кістковий транспорт за дефектів унаслідок бойової травми кісток передпліччя (100 %) та гомілки (56,82 %), ретроградний — стегна (62,5 %), антеградно-ретроградний — лише на гомілці.

**Ключові слова.** Довгі кістки, дефекти, хірургічне лікування, технології кісткового транспорту, бойові

## Вступ

Зростання кількості високоенергетичних і вибухових поранень під час війни призвело до збільшення числа травм із важкими наслідками. Вони потенційно можуть мати низку ускладнень, таких як інфекції кістки або тривалий період госпіталізації.

Вогнепальні переломи довгих кісток унаслідок бойової травми мають ділянки руйнування з утворенням декількох уламків, які можуть мігрувати, відшаровуючись від м'яких тканин. Тому технологія кісткового транспорту є вагомим способом лікування постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми, принципи якої допомагають скоротити час, необхідний для з'єднання кінців кісток із ділянкою дефекту і дають можливість ранньої кісткової пластики для ефективного вирішення проблем незрощення. Ця методика також стає більш поширеною серед хірургів-ортопедів, оскільки мінімізує необхідність у великих м'якотканинних та аутологічних кісткових трансплантах. Окрім того, вона може адекватно контролювати інфекції та дає можливість одночасно відновлювати дефекти кісток і м'яких тканин.

Актуальність теми дослідження доведено в наших попередніх повідомленнях — технологія кісткового транспорту в разі бойової травми застосовується у 54,35 % випадків [1], що висвітлено в багатьох вітчизняних і закордонних наукових працях [2–5]. Проте публікації стосовно зазначеної проблеми здебільшого порушують медико-технологічні аспекти. У відкритих і доступних огляду й аналізу даних джерел наукової інформації нами знайдено обмаль статей щодо клініко-організаційних аспектів застосування технології кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми, включно з верифікацією та обґрунтуванням показів до її виконання.

Мета: надати повноцінну характеристику показів для застосування технології кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми.

## Матеріал і методи

Нами розглянуто сучасний стан вітчизняних і міжнародних стратегій лікування, а також дослідницькі досягнення щодо способів транспортування кісток (антеградний, ретроградний та антеградно-ретроградний).

Пошук літератури проводився із використанням PubMed, Web of Science, Google Scholar, включаючи оригінальні дослідження, огляди, клінічні випадки, метааналізи тощо, діапазон склав 2016–2025 роки. Обсяг знайденої літератури — 430 статей. Критерії включення: роботи, пов'язані з технологією транспортування кісток. Критерії виключення: статті з дубльованим вмістом, із тим самим типом дослідження, але без суттєвих змін. Загалом до дослідження було включено 16 робіт українською та англійською мовами.

Дослідження схвалене локальним комітетом із біоетики (протокол № 3 від 02.04.2026 р.) ДЗ «Український науково-практичний центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф МОЗ України» установи відповідно до ICH GCP, Гельсінської декларації прав людини та біомедицини, а також чинного законодавства України. Усі залучені пацієнти були ознайомлені з планом та умовами проведення роботи, надали письмову згоду.

Здійснено розподіл масиву вивчення за ознаками підтипу технології кісткового транспорту, а саме: антеградного, ретроградного та антеградно-ретроградного. Проаналізовано застосування конкретних підтипів кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми залежно від їхнього віку, анатомічної локалізації та розміру дефекту і проведено порівняльний аналіз. Здійснено повноцінний параметричний (ранговий) та непараметричний методи статистичного аналізу, а також використано елементи фрактального.

Для вивчення особливостей ураження та стану дефектів довгих кісток проаналізовано анамнез, рентгенометричну динаміку змін, результати лікування залежно від локалізації та розміру ушкодження.

## Результати

Зауважимо, що практично 90 % випадків, які розглядалися у цьому дослідженні (зважаючи на особливості кісткового транспорту) — діафізи

Таблиця 1

Аналіз розподілу масиву постраждалих

Підтип технології кісткового транспорту	Питома вага (%)	Ранг
Антеградний	54,84	1
Ретроградний	38,71	2
Антеградно-ретроградний	6,45	3

кісток. Першочергово нами проведено розподіл загального масиву постраждалих із дефектами довгих кісток, яким було застосовано технологію кісткового транспорту за її підтипом (табл. 1).

Під час аналізу показників таблиці 1 виявлено, що в загальному масиві постраждалих із дефектами довгих кісток скелета найчастіше застосовувався антеградний кістковий транспорт для хірургічного лікування — 54,84 % (перше рангове місце). Ретроградний — для лікування кісткових дефектів використовувався в постраждалих із бойовою травмою в 38,71 %, а найменше застосовувалося поєднання ретро- та антеградного кісткового транспорту — 6,45 %. Співвідношення показників питомої ваги максимального до мінімального становить 8,5, що вказує на високу дисипацію розподілу та опосередковано — на його вірогідність. Отже, для лікування дефектів довгих кісток скелета в постраждалих унаслідок бойової травми методом вибору залишається антеградний кістковий транспорт.

Із метою встановлення впливу вікової ознаки на застосування технології кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми проведено розподіл масиву пацієнтів, а результати аналізу наведено в таблиці 2.

У ході дослідження встановлено, що в загальному масиві постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойових дій, яким для хірургічного лікування застосовано технологію кісткового транспорту переважають хворі віком 41–50 років — 37,10 % (перше рангове місце), на другому — особи віком 21–30 років (29,03 %), а найменша питома вага припадає на постраждалих вікової категорії старше 60 років — 3,23 %. Підсумовуючи зазначимо, що загалом ця технологія використовувалася переважно в пацієнтів віком 21–50 років — 77,42 %. Співвідношення показників питомої ваги максимального до мінімального становить 11,49, що вказує на високу дисипацію й опосередковано — на вірогідність такого розподілу.

У загальному масиві постраждалих, яким було проведено кістковий транспорт із метою хірургічного лікування дефектів, здійснено розподіл масиву постраждалих за ознакою «локалізація ушкодження», а результати наведено в таблиці 3.

Під час аналізу показників таблиці 3 можна дійти висновку, що технологію кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток скелета внаслідок бойових дій здебільшого застосовували на гомілці — 83,26 %, у 5,7 разів менше — на стегновій кістці; загалом її використовували в 96,78 %

випадків у разі ураження нижньої кінцівки, верхньої — лише 3,22 %, причому лише на передпліччі. Отже, у підсумку, технологія кісткового транспорту доцільніша за дефектів довгих кісток нижніх кінцівок. Співвідношення показників питомої ваги максимального до мінімального становить 25,55, що вказує на дуже високу дисипацію та опосередковано на вірогідність такого розподілу.

Для встановлення залежності застосування технології кісткового транспорту відповідно до розміру кісткового дефекту в постраждалих унаслідок бойових дій, нами проведено розподіл масиву хворих, яким було її застосовано за розміром кісткового дефекту, а результати цього аналізу наведено в таблиці 4.

Виявлено, що найчастіше технологія кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойових дій застосовува-

Таблиця 2

Аналіз розподілу масиву постраждалих

Вік (роки)	Питома вага (%)	Ранг
До 20	8,06	4
21–30	29,03	2
31–40	11,29	3
41–50	37,10	1
51–60	11,29	3
Більше 60	3,23	5

Таблиця 3

Аналіз розподілу масиву постраждалих

Локалізація дефекту	Питома вага (%)	Ранг
Плече	0	4
Передпліччя	3,22	3
Стегно	14,52	2
Гомілка	82,26	1

Таблиця 4

Аналіз розподілу масиву постраждалих

Розмір дефекту (см)	Питома вага (%)	Ранг
2,5–4,99	3,22	4
5,0–9,99	38,71	1
10,0–14,99	37,10	2
Більше 15,00	20,97	3

лася за розмірів від 5 до 10 см — 38,71 % (перше рангове місце). Друге, із трохи меншим показником питомої ваги (37,10 %), — дефекти розміром 10,0–14,99 см.

Звертає на себе увагу досить низький показник питомої ваги використання технології кісткового транспорту за умов дефектів до 5 см — 3,22 %. Ураховуючи наведені дані, можна стверджувати, що технологія кісткового транспорту для оперативного лікування уражень довгих кісток у постраждалих унаслідок бойових дій притаманна за умов розмірів дефектів від 5 до 15 см.

Із метою встановлення взаємозв'язку застосування підтипів кісткового транспорту від ушкодженого сегмента нами проведено розподіл масиву дослідження в групах «підтип технологій кісткового транспорту» за ознакою «сегмент кінцівки». Результати цього аналізу наведено в таблиці 5.

Аналізуючи дані таблиці 5 встановлено, що у постраждалих із дефектами довгих кісток передпліччя в 100 % застосовувалася лише технологія антеградного кісткового транспорту; для стегнової кістки здебільшого використовували ретроградний кістковий транспорт — 62,50 %, а антеградний — у 37,5 %. За кісткових дефектів гомілки, на відміну від стегнової кістки, перевага частіше надавалася антеградному кістковому транспорту — в 1,56 раза. Крім того, звертає на

себе увагу той факт, що в разі кісткових дефектів гомілки в 6,82 % випадків застосовувалося поєднання технологій антеградного та ретроградного кісткового транспорту. Отже, ураховуючи такі дані, можна дійти висновку, що кістковим дефектам визначених сегментів притаманні певні підвиди кісткового транспорту.

З іншого боку, проведено розподіл масиву дослідження в групах «ушкоджений сегмент кінцівки» за ознакою застосованої технології кісткового транспорту (табл. 6).

У результаті аналізу даних таблиці 6 виявлено, що технологія антеградного кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми найчастіше застосовувалася на гомілці — у 86,21 % випадків, на стегні та передпліччі у 8,3 раза і у 25 разів рідше відповідно.

Ретроградний кістковий транспорт для хірургічного лікування дефектів довгих кісток також здебільшого використовувався за дефектів гомілки (76,19 %), а стегна — у 23,81 %, що у 3 рази менше; зауважимо на передпліччі ця технологія взагалі не застосовувалася.

Поєднання видів кісткового транспорту (антеградного та ретроградного) в нашому дослідженні спостерігалось за дефектів кісток гомілки, а в інших сегментах у статистично значущому обсязі не зустрічалось.

Таблиця 5

Аналіз розподілу масиву дослідження за ознакою «сегмент кінцівки»

Підтип	Сегмент кінцівки					
	передпліччя		стегно		гомілка	
	питома вага (%)	ранг	питома вага (%)	ранг	питома вага (%)	ранг
Антеградна	100,00	1	37,5	2	56,82	1
Ретроградна	0	2	62,5	1	36,36	2
Антеградно-ретроградна	0	2	0	3	6,82	3

Таблиця 6

Аналіз розподілу масиву дослідження за підтипом технології кісткового транспорту

Сегмент	Підтип технології кісткового транспорту					
	антеградна		ретроградна		антеградно-ретроградна	
	питома вага (%)	ранг	питома вага (%)	ранг	питома вага (%)	ранг
Передпліччя	3,45	3	0	3	0	2
Стегно	10,34	2	23,81	2	0	2
Гомілка	86,21	1	76,19	1	100,00	1

Ураховуючи вищенаведені дані, можна дійти висновку, що використання технологій кісткового транспорту для оперативного лікування кісткових дефектів у постраждалих унаслідок бойової травми є характерним за дефектів кісток гомілки.

Для встановлення вірогідності даних таблиці 6 проведено поліхоричний аналіз, виявлено, що між ознаками «підтип технології кісткового транспорту» та «локалізація дефекту» існує позитивний ( $\varphi^2 = 0,0571$ ), помірний ( $C = 0,2325$ ), та вірогідний зв'язок ( $\chi^2 = 3,03$ ), але ступінь вірогідності вказує і на вплив інших чинників.

Із дидактичною метою наводимо клінічні приклади застосування підтипів технології кісткового транспорту в постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойових ушкоджень.

Клінічний випадок № 1

Застосування антеградного кісткового транспорту за дефектів довгих кісток. Постраждалий 48 років отримав ізольоване поранення (мінно-вибухова травма). Багатоуламковий перелом кісток правої гомілки в нижній третині з дефектом м'яких тканин та ушкодженням зовнішньої великогомілкової артерії. Турнікетний синдром — 4 години. Госпіталізований на етапне лікування на 4 добу з моменту поранення (рис. 1), одразу ви-

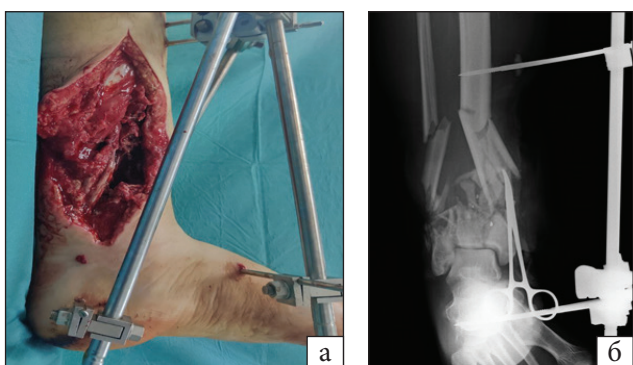


Рис. 1. Фотовідбитки: а) травми під час госпіталізації,

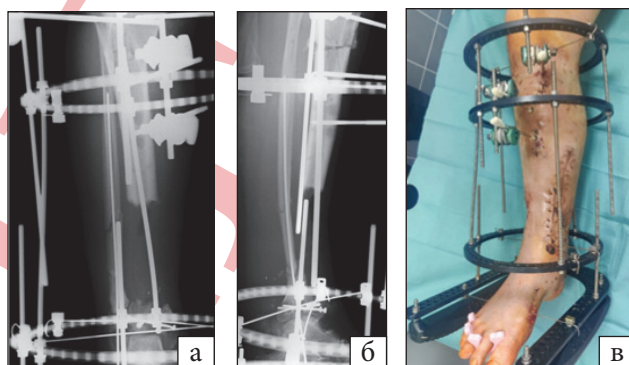


Рис. 4. Фотовідбиток рентгенограми постраждалого через

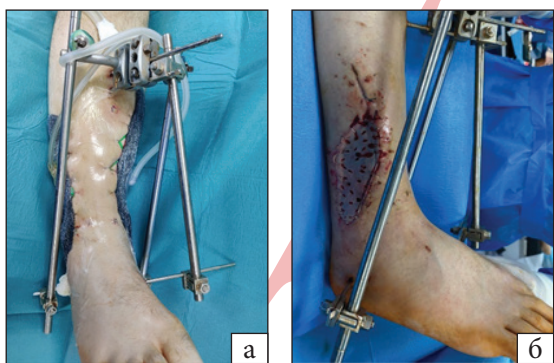


Рис. 2. Загальний вигляд після менеджменту рани — VAC-

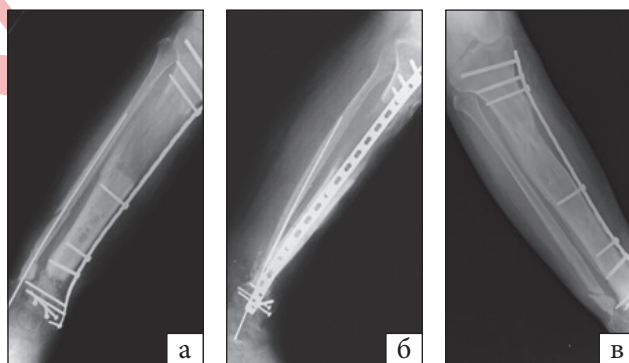


Рис. 5. Фотовідбиток рентгенограми постраждалого через

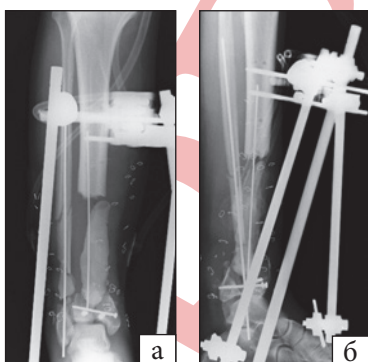


Рис. 3. Фотовідбитки рентгенограм на 15-ту добу пряма (а),

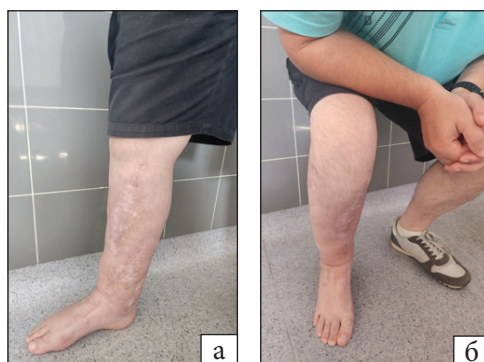


Рис. 6. Фотовідбиток ушкодженої кінцівки через

конано дебридмент рани та ревізійне відновлення кровообігу, діагностовано кістковий дефект розміром 12,5 см.

Наступним етапом проведено менеджмент м'яких тканин, VAC-терапію та аутодермопластику (рис. 2).

На 15-ту добу здійснено встановлення цементного спейсера (рис. 3).

Через 3 міс. після поранення проведено корекцію транспортного фрагмента, видалення цементного спейсера та замінено метод фіксації на кільцевий апарат зовнішньої фіксації (АЗФ) (рис. 4).

Через 9 міс. із моменту поранення виконано конверсію кільцевого АЗФ на LPC-пластину (рис. 5).

Через 18 міс. постраждалий під час огляду продемонстрував задовільний результат лікування (рис. 6).

Клінічний випадок № 2

Застосування ретроградного кісткового транспорту. Постраждалий 32 роки, госпіталізований

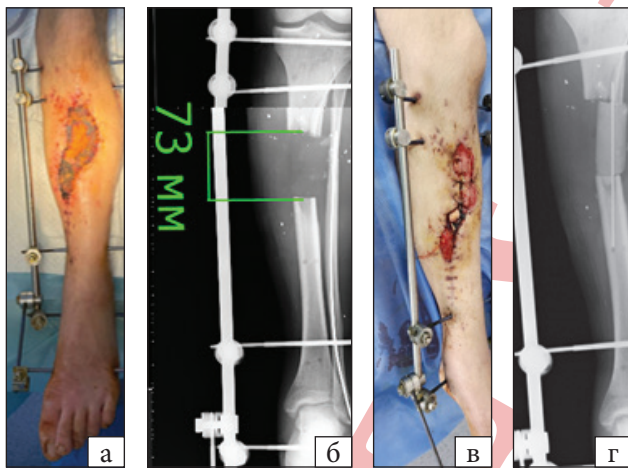


Рис. 7. Фотовідбитки ушкодженої кінцівки (а) та рентгенограма під час госпіталізації (б). Фото після дебридменту та

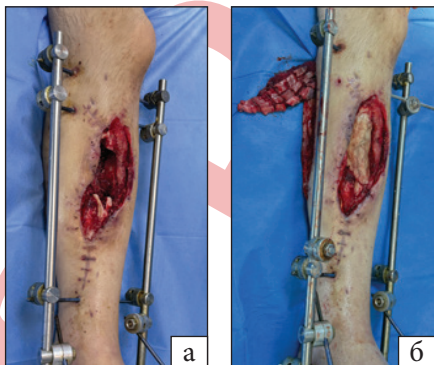


Рис. 8. Фотовідбиток через 2 тижні з моменту лікуван-

до ДЗ «Український науково-практичний центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф МОЗ України» через 3 міс. після етапного лікування з дефектами м'яких і кісткових тканин 7,3 см, рана з ознаками інфікування (рис. 7 а, б); виконано дебридмент рани, встановлення цементного спейсера.

Через 2 тижні проведено повторну обробку рани, заміну спейсера та виконано пластику ротаційним м'язовим клаптом (рис. 8) після чого постраждалий відправлений на амбулаторне лікування.

Через 5 тижнів з моменту госпіталізації або 4 місяці від поранення виявлено критичний кістковий дефект 8,4 см, проблемні м'які ткани-

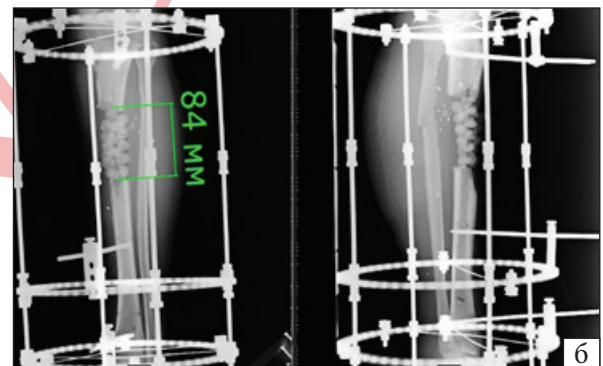


Рис 9. Фотовідбиток рани через 5 тижнів (а), рентгенограма

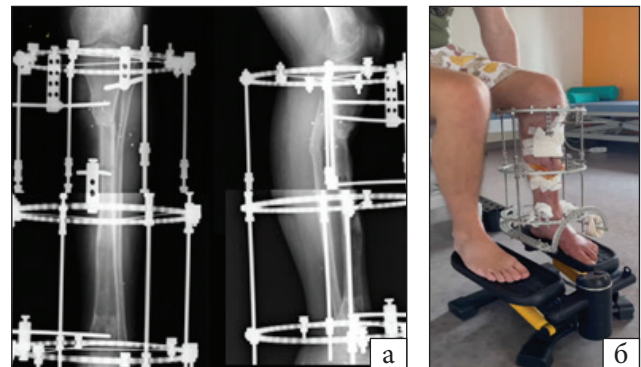


Рис. 10. Фотовідбитки рентгенограми через рік (а), кінцівок

ни й інфекційний процес (рис. 9 а). Вирішено встановити кільцевий АЗФ замість стрижневого (рис. 9, б), провести ретроградний кістковий транспорт у відкриту рану та використати «легкий» клапот для закриття.

На рис. 10 наведено рентгенограму ушкодженої кінцівки через рік після травми, через 1–2 міс. буде знято АЗФ.

## Обговорення

У результаті проведеного дослідження встановлено, що серед підтипів технологій кісткового транспорту переважно застосовується антеградний (54,84 %), на другому місці ретроградний (38,71 %) і досить рідко антеградно-ретроградний (6,45 %). Загалом такі показники відповідають даним світової наукової літератури [6–8]. Виявлено, що технологія кісткового транспорту найбільш успішно виконувалася в постраждалих із дефектами довгих кісток віком до 50 років (77,42 %), і це може бути пояснено достатнім паторегенераторним потенціалом кісткової тканини в цьому віці. Зауважимо, що переважно технологія кісткового транспорту застосовується в постраждалих із дефектами довгих кісток, які виникли внаслідок бойової травми на гомілці, значно менше — на стегновій кістці та дуже рідко — на передпліччі (3,22 %), зовсім не використовувалася за дефектів плечової кістки. Із нашої точки зору, це обумовлено двома чинниками: особливостями як анатомічної структури кісток, так і хірургічного виконання. Така інформація щодо лікування бойової травми в значному обсязі є унікальною.

Нами проведено аналіз застосування технологій кісткового транспорту в постраждалих із різними розмірами дефекту довгих кісток унаслідок бойової травми та встановлено, що така технологія використовується в 75,81 % із досить великими дефектами від 5 до 15 см, причому практично однакова за 5–9,99 см (38,71 %) та 10–14,99 см (37,10 %). У разі великих дефектів кісток — більше 15 см — у 20,97 % і дуже рідко — 3,22 % — застосовувалася технологія кісткового транспорту за дефектів до 5 см.

Таким чином, можна стверджувати, що технологія кісткового транспорту є методом вибору хірургічного лікування великих і дуже великих дефектів довгих кісток унаслідок бойових ушкоджень. Таке положення містилося в роботах низки науковців [10–15], але цифри співвідношень у значущому обсязі не наводилися.

У метаналізі К. Aktuglu і співавт., який склався з 27 статей, виявили середній показник за-

гоєння кістки 90,2 %, що демонструє задовільний рівень функціональних результатів для пацієнтів із дефектами великогомілкової кістки критичного розміру, яких лікували за допомогою методів кісткового транспорту [9].

У своєму метаналізі Н. Wen і співавт. довели, що використання методів кісткового транспорту для лікування кісткових дефектів має такі переваги: коротший термін зовнішньої фіксації, швидший загальний час загоєння, меншу кількість ускладнень і покращену функцію кінцівок [16].

Успішне застосування технологій кісткового транспорту загалом і кожного підтипу цієї технології під час хірургічного лікування дефектів довгих кісток унаслідок бойової травми потребує дотримання досить чітких критеріїв і показів до його виконання.

## Висновки

Застосування технології кісткового транспорту в хірургічному лікуванні постраждалих із дефектами довгих кісток унаслідок бойової травми для досягнення успішного клініко-анатомічного результату потребує чіткого комплексного формування показів, заснованого на вікових, анатомічних ознаках, а також оцінюванні дефекту.

Показами та критеріями для успішного застосування технології кісткового транспорту є вік постраждалого до 50 років і розмір дефекту від 5 см і більше.

Кожен підтип технології кісткового транспорту має певну локалізацію дефектів для успішного використання такої технології. Антеградний кістковий транспорт за дефектів унаслідок бойової травми кісток передпліччя (100 %) та гомілки (56,82 %), ретроградний — стегна (62,5 %), антеградно-ретроградний — лише на гомілці.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. У подальших дослідженнях планується провести аналіз застосування інших технологій хірургічного лікування кісткових дефектів унаслідок сучасної бойової травми.

Інформація про фінансування. Жодної вигоди у будь-якій формі не було і не буде отримано.

Внесок авторів. Гур'єв С. О. — обґрунтування напрямку та мети дослідження, загальне керівництво; Гаріян С. В. — написання основного тексту дослідження, висновки; Кушнір В. А. — аналіз матеріалів дослідження, формування списку літератури; Цибульський О. С. — збір матеріалів дослідження.

## Список літератури

1. Guryev, S., Hariyan, S., Kushnir, V., & Tsybul'sky, O. (2025). Application of surgical technologies for the treatment of victims with long bone defects due to modern combat trauma.

- Orthopaedics traumatology and prosthetics, (4), 25–30. <https://doi.org/10.15674/0030-59872025425-30>
2. Yang, N., Ma, T., Liu, L., Xu, Y., Li, Z., Zhang, K., Wang, Q., & Huang, Q. (2023). Shortening/re-lengthening and nailing versus bone transport for the treatment of segmental femoral bone defects. *Scientific reports*, 13(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-023-40588-6>
  3. Hrytsai, M., Kolov, H., Sabadosh, V., Vyderko, R., Polovyi, A., & Hutsailiuk, V. (2024). Main surgical methods of critical tibial bone defects replacement (Literature review). *Terra orthopaedica*, 1(120), 42–49. <https://doi.org/10.37647/2786-7595-2024-120-1-42-49>
  4. Rohilla, R., Sharma, P. K., Wadhvani, J., Das, J., Singh, R., & Beniwal, D. (2021). Prospective randomized comparison of bone transport versus Masquelet technique in infected gap nonunion of tibia. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 142(8), 1923–1932. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-03935-8>
  5. Burianov, O., Kvasha, V., Yarmoliuk, Y., & Pasenko, M. (2025). Modern technologies for replacing bone tissue defects (bone transport, Masquelet): Literature review and meta-analysis. *Trauma*, 26(6), 453–463. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.26.2025.1060>
  6. Roh, J., Oh, C., Oh, J., Kyung, H., Park, B., Min, W., Kim, J., & Cho, C. (2008). Bone transport over the intramedullary nail for defects of long bone. *Journal of the Korean fracture society*, 21(1), 37. <https://doi.org/10.12671/jkfs.2008.21.1.37>
  7. Li, Z., Liu, J., Li, C., Wu, M., Li, Y., Cui, Y., Xiong, W., Yang, F., & Liu, B. (2023). Advances in the application of bone transport techniques in the treatment of bone Nonunion and bone defects. *Orthopaedic surgery*, 15(12), 3046–3054. <https://doi.org/10.1111/os.13936>
  8. Lu, Y., Wang, Q., Ren, C., Li, M., Li, Z., Zhang, K., Huang, Q., & Ma, T. (2023). Proximal versus distal bone transport for the management of large segmental tibial defect: A clinical case series. *Scientific reports*, 13(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-023-31098-6>
  9. Aktuglu, K., Erol, K., & Vahabi, A. (2019). Ilizarov bone transport and treatment of critical-sized tibial bone defects: A narrative review. *Journal of orthopaedics and traumatology*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s10195-019-0527-1>
  10. Wang, Q., Ma, T., Li, Z., Zhang, K., & Huang, Q. (2024). Bone transport combined with sequential nailing technique for the management of large segmental bone defects after trauma. *Frontiers in surgery*, 11. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2024.1302325>
  11. Haines, N. M., Lack, W. D., Seymour, R. B., & Bosse, M. J. (2016). Defining the lower limit of a “Critical bone defect” in open Diaphyseal tibial fractures. *Journal of orthopaedic trauma*, 30(5), e158–e163. <https://doi.org/10.1097/bot.0000000000000531>
  12. Yushan, M., Ren, P., Abula, A., Alike, Y., Abulaiti, A., Ma, C., & Yusufu, A. (2020). Bifocal or trifocal (double-level) bone transport using unilateral rail system in the treatment of large tibial defects caused by infection: A retrospective study. *Orthopaedic surgery*, 12(1), 184–193. <https://doi.org/10.1111/os.12604>
  13. Oh, C.-W. (2021). Advanced technique of bone transport to solve the segmental bone defect in long bone. *International journal of allied health sciences*, 5(4), 2276. <https://doi.org/10.31436/ijahs.v5i4.696>
  14. Summers, S., & Krkovic, M. (2020). Bone transport with magnetic intramedullary nails in long bone defects. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology*, 31(6), 1243–1252. <https://doi.org/10.1007/s00590-020-02854-5>
  15. Gupta, G. K., Majhee, A. K., Rani, S., Shekhar, S., Prasad, P., & Chauhan, G. (2022). A comparative study between bone transport technique using Ilizarov/LRS fixator and induced membrane (Masquelet) technique in management of bone defects in the long

Стаття надійшла до редакції 09.04.2026	Отримано після рецензування 20.04.2026	Прийнято до друку 23.04.2026
---	---	---------------------------------

## APPLICATION OF SURGICAL TECHNOLOGIES FOR THE TREATMENT OF VICTIMS WITH DEFECTS OF LONG BONES DUE TO MODERN COMBAT TRAUMA. REPORT THREE. BONE TRANSPORT TECHNOLOGIES

S. O. Guryev<sup>1</sup>, S. V. Hariyan<sup>2</sup>, V. A. Kushnir<sup>1</sup>, O. S. Tsybulsky<sup>2</sup>

<sup>1</sup> DZ «Ukrainian Scientific and Practical Center of Emergency Medical Care and Disaster Medicine Ministry of Health of Ukraine», Kyiv

✉ Sergiy Guryev, MD, DMedSci, Prof.: gurevsergej1959@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-0191-945X>

✉ Serhiy Hariyan, MD, PhD: drhariyan@gmail.com; <https://orcid.org/0009-0006-2662-5756>

✉ Vitalii Kushnir, MD, DMedSci: kv78@i.ua; <https://orcid.org/0000-0003-4569-7246>

✉ Oleksandr Tsybulsky: tsybulsky.oleksandr@gmail.com; <https://orcid.org/0009-0009-5310-3621>

УДК 616.728.2-002.18-002.4:616.748](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026213-21>

## Порівняльний аналіз нормалізованої сили м'язів стегна залежно від хірургічного доступу за тотального ендопротезування кульшового суглоба

Д. І. Серeda, В. Є. Мальцева, О. Д. Карпінська

Patients who require total hip arthroplasty (THA) experience atrophy and weakness of the thigh muscles, which affects the ability to maintain balance while standing and walking. THA corrects a certain imbalance in muscle function, but the surgical approach used may also affect the recovery of individual groups of thigh muscles. Methods. The results of treatment of 41 patients who underwent unilateral THA with a modified lateral (group I) or direct anterior surgical approach (group II) were analysed. Group I included 23 patients aged 34 to 74 years, 17 (73.9 %) men and 6 (26.1 %) women, and group II included 18 people aged 27 to 75 years, 11 (61.1 %) men and 7 (38.9 %) women. The strength of the muscles of the contralateral and healthy limbs was measured using a device based on the SBA-100L strain gauge before THA, 1 and 3 months after the surgery. To assess muscle strength, the normalized coefficient (NC) was used, as the ratio of muscle strength to body weight. Results. Before THA, according to the NC assessment, no intergroup differences in muscle strength were established in patients ( $p > 0.05$ ). One month after THA, the strength of the adductor group of the operated limb in group II was greater ( $p = 0.014$ ) compared to group I, and the strength of the flexors and extensors were significantly greater ( $p = 0.026$ ) in group I compared to group II. No statistical difference was found for the abductor group of muscles. After 3 months, the abductor muscle strength ( $p = 0.003$ ) was greater in group II than in group I, and the flexor muscle strength ( $p = 0.009$ ) was greater in group I than in group II. The adductor and extensor muscle groups did not differ. NC of all muscle groups were significantly lower than the contralateral limb for all patients after 3 months, except for the extensor muscles in group I, where no difference was found. Conclusions. The restoration of thigh muscle strength in patients after total hip arthroplasty had a positive linear dynamics regardless of the surgical approach used during 3 months of observation; however, there is asymmetry in the restoration of the studied muscle groups. Key-words. Muscle strength, hip muscles, total hip arthroplasty, rehabilitation, modified lateral approach, direct anterior approach.

У пацієнтів, які потребують проведення тотального ендопротезування кульшового суглоба (ТЕКС), спостерігається атрофія та слабкість м'язів стегна, що впливає на здатність підтримки рівноваги під час стояння і ходьби. ТЕКС усуває певний дисбаланс роботи м'язів, проте застосований хірургічний доступ також може впливати на особливості відновлення окремих груп м'язів стегна. Методи. Проаналізовано результати лікування 41 пацієнта, яким виконали одностороннє ТЕКС модифікованим латеральним (I група) або прямим переднім хірургічним доступом (II група). До I групи увійшли 23 особи віком від 34 до 74 років, 17 (73,9 %) чоловіків та 6 (26,1 %) жінок, а II — 18 віком від 27 до 75 років, 11 (61,1 %) чоловіків і 7 (38,9 %) жінок. Вимірювали силу м'язів стегна контрлатеральної та здорової кінцівки за допомогою пристрою на основі силовимірювального тензорезисторного датчика SBA-100L до ТЕКС, через 1 і 3 міс. після втручання. Для оцінювання сили м'язів використовували нормалізований коефіцієнт (НК), як відношення сили м'язів до маси тіла. Результати. До проведення ТЕКС у пацієнтів за даними оцінки НК сили м'язів міжгрупових відмінностей не встановлено ( $p > 0,05$ ). Через місяць після втручання НК сили привідної групи м'язів оперованої кінцівки в групі II більші ( $p = 0,014$ ) як порівняти з I, а показники сили згиначів і розгиначів були значущо більшими ( $p = 0,026$ ) у групі I порівняно з II. Для відповідної групи м'язів статистичної різниці не виявлено. Через 3 міс. після ТЕКС НК сили відповідних м'язів ( $p = 0,003$ ) більші в групі II, ніж в I, а сили згинальних ( $p = 0,009$ ) мали більші значення в групі I, ніж у II. Групи привідних м'язів і розгиначів не відрізнялися. НК сили всіх груп були значущо нижчими за контрлатеральну кінцівку для всіх пацієнтів через 3 міс., крім м'язів-розгиначів у групі I, де різниці не виявлено. Висновки. Відновлення сили м'язів стегна в пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба мало позитивну лінійну динаміку незалежно від застосованого хірургічного доступу впродовж 3 міс. спостереження, проте асиметрія у відновленні досліджуваних м'язових груп.

Ключові слова. Сила м'язів, м'язи стегна, ендопротезування кульшового суглоба, реабілітація, модифі-

## Вступ

Остеоартроз кульшового суглоба й асептичний некроз головки стегнової кістки супроводжуються болем і вираженим обмеженням функціональності. На останніх стадіях розвитку цих захворювань виникає помітна атрофія та слабкість м'язів стегна, особливо відвідної групи, що впливає на здатність підтримки рівноваги під час стояння і ходьби пацієнтів [1–3]. Слабкість м'язів, більше ніж біль, є фактором, який призводить до порушень біомеханіки ходи у вигляді кульгавості, а з часом виникає перекошення таза, функціональне вкорочення кінцівки [4].

Основною ознакою дегенеративної та посттравматичної патології кульшового суглоба є обмеження його рухливості [5, 6], що прогресує з ускладненням стану та спричинює суттєві втрати сили не лише відвідних, а й зниження сили всіх м'язів нижньої кінцівки [7]. Уникнення навантаження на хвору кінцівку призводить до перенавантаження протилежної, що може викликати асиметрію і, відповідно, збільшення асиметрії сили м'язів. Водночас надійних доказів щодо різниці в розмірі м'язів стегна у хворій кінцівці порівняно зі здоровою недостатньо у таких пацієнтів [8], хоча є дані що сила м'язів знижується разом зі зменшенням їх розміру [9].

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба (ТЕКС) є ефективним методом хірургічного лікування вищезгаданих захворювань і сприяє відновленню правильної роботи м'язів стегна [10, 11]. Усунення больового синдрому й обмеження рухливості позитивно впливає на покращення функціональності, але тривалий перебіг захворювання часто викликає незворотні зміни у м'язах, особливо в людей похилого віку. Такі стани потребують реабілітації, часто з індивідуальним підходом, мають бути спрямовані на відновлення сили та витривалості м'язів нижньої кінцівки [7]. Водночас залежно від застосованого хірургічного доступу відновлення м'язів стегна може відрізнятися [12], що потребує детальних досліджень.

Мета: виявити особливості відновлення нормалізованої сили м'язів стегна залежно від застосованого хірургічного доступу (прямого переднього або модифікованого латерального) під час тотального ендопротезування кульшового суглоба.

## Матеріал і методи

Роботу проведено відповідно до принципів Гельсінської декларації. Усі пацієнти надали інформовану згоду на включення в дослідження,

яке підтверджене протоколом комітету з біоетики № 263 від 04.05.2026 р. ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України».

### Пацієнти

Проаналізовано результати лікування 41 особи, які потребували ендопротезування кульшового суглоба в клініці ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України».

Хворих розділили на 2 групи:

– I група (НА) — 23 пацієнти у віці ( $55,3 \pm 11,9$ ) років (від 34 до 74 років), 17 (73,9 %) чоловіків та 6 (26,1 %) жінок. Втручання здійснено модифікованим латеральним доступом (Hardinge approach — НА);

– II група (DAA) — 18 осіб у віці ( $58,3 \pm 10,5$ ) років (від 27 до 75), 11 (61,1 %) чоловіків та 7 (38,9 %) — жінок. Операцію виконували прямим переднім доступом (Direct anterior approach — DAA).

Статистично значущої різниці між групами ні за віком ( $t(39) = -0,861$ ;  $p = 0,395$ ), ні за статтю ( $\chi^2 = 0,764$ ;  $p = 0,382$ ) не виявлено.

Середній термін перебування в стаціонарі після ТЕКС у групі НА становив ( $13,6 \pm 3,0$ ) ліжок-днів, у групі DAA — ( $6,5 \pm 1,4$ ), різниця статистично значуща ( $t(32,6) = 9,794$ ;  $p < 0,001$ )

### Динамометрія

Вимірювання сили м'язів проводили за допомогою пристрою на основі силовимірювального тензорезисторного датчика SBA-100L. У дослідженні використовували схему укладки за В. Марксом [13].

Для оцінювання сили м'язів використовували нормалізований коефіцієнт (НК) сили м'язів, який розраховували за формулою

$$K = \frac{F}{m} \times g,$$

де  $F$  — сила м'язів (кг);  $m$  — вага пацієнта (кг);  $g = 9,81$  — гравітаційна стала.

Стандартна схема обстеження пацієнта з патологією кульшового суглоба передбачала вимірювання сили м'язів привідної (медіальної), відвідної (латеральної), згинальної (передньої) і розгинальної (задньої) груп. Обстеження хворих проводили до хірургічного лікування, через 1 і 3 міс. після нього.

Виходячи з того, що пацієнти були різного віку (від 27 до 75 років) і статі, оцінювання сили здійснювали за нормалізованими коефіцієнтами сили

враховуючи демографічні дані. Коефіцієнти сили м'язів усувають варіабельність ваги, статі і віку, тому їхня оцінка об'єктивніша. Незважаючи на те, що для чоловіків і жінок НК відрізняються і знижуються з віком, критичною мінімальною функціональною нормою (МФН) є значення 2. Тобто це мінімальний рівень, за якого виконується умова підтримки рівноваги таза. Порушення рівноваги проявляється в позитивному тесті Тренделенбурга [14, 15]. Зниження МФН за 2 призводить до значного порушення рівноваги, збільшення ймовірності падіння, ускладнення ходьби й інших незручностей.

#### Статистичні методи

Перевірка розподілу даних за критерієм Шапіро-Уїлка показала, що нормальний розподіл у всіх вибірках. Тому кількісні показники подано у вигляді середнього значення та стандартного відхилення ( $M \pm SD$ ), а також мінімального та максимального значення.

Порівняння між групами проводили за допомогою тесту Стьюдента для непов'язаних вибірок

з обчисленням статистики  $t$ , рівня статистичної значущості ( $p$ ), а також коефіцієнта розміру ефекту Cohen's  $d$  із 95 % довірчим інтервалом [95 % CI]. Порівняння між двома термінами спостереження проводили за допомогою тесту Стьюдента для пов'язаних вибірок з обчисленням статистики  $t$ , рівня статистичної значущості ( $p$ ), а також коефіцієнта розміру ефекту для повторних вимірювань ( $d_{rm}$ ) із 95 % CI. У разі високих значень парної кореляції ( $r \approx 0,999$ ) оцінювали розмір ефекту за допомогою коефіцієнта Cohen's  $d_z$  (для парних порівнянь). Порівняння між оперованою і контрлатеральною кінцівками проводили з використанням тесту Стьюдента для пов'язаних вибірок.

Ураховуючи наявність трьох часових точок спостереження під час оцінки сили м'язів методом динамометрії, для аналізу динаміки показників застосовували змішаний дисперсійний аналіз Mixed ANOVA (група  $\times$  час  $\times$  сторона). Для візуалізації результатів будували графіки динаміки змін показників сили м'язів у різні періоди спостереження.

Таблиця 1

Група м'язів	НК сили м'язів	НА ( $M \pm SD$ ) / (min ÷ max)	DAA ( $M \pm SD$ ) / (min ÷ max)	Тест Стьюдента ( $t, p$ ) Cohen's $d$ ; [95 % CI]
Приведення	НК коксартроз	1,75 $\pm$ 0,44 0,96 ÷ 2,41	1,63 $\pm$ 0,38 1 ÷ 2,6	$t = 0,888$ ; $p = 0,380$ $d = 0,27$ ; [-0,35; 0,89]
	НК контрлатеральна	2,12 $\pm$ 0,5 1,26 ÷ 2,9	1,97 $\pm$ 0,44 1,31 ÷ 3,12	$t = 0,977$ ; $p = 0,335$ $d = 0,3$ ; [-0,32; 0,92]
	$\Delta M$ ; [95% CI] $t, p$ $d_{rm}$ ; [95 % CI]	$\Delta M = -0,37$ ; [-0,39; -0,34] $t = -28,745$ ; $p < 0,001$ $d_{rm} = -0,299$ ; [-0,32; -0,278]	$\Delta M = -0,34$ ; [-0,37; -0,31] $t = -22,415$ ; $p < 0,001$ $d_{rm} = -0,363$ ; [-0,396; -0,33]	—
Відведення	НК коксартроз	1,67 $\pm$ 0,37 1 ÷ 2,25	1,61 $\pm$ 0,32 0,98 ÷ 2,43	$t = 0,56$ ; $p = 0,579$ $d = 0,17$ ; [-0,45; 0,79]
	НК контрлатеральна	2,03 $\pm$ 0,41 1,33 ÷ 2,7	1,95 $\pm$ 0,35 1,3 ÷ 2,92	$t = 0,688$ ; $p = 0,495$ $d = 0,21$ ; [-0,41; 0,83]
	$\Delta M$ ; [95% CI] $t, p$ $d_{rm}$ ; [95 % CI]	$\Delta M = -0,36$ ; [-0,38; -0,34] $t = -37,439$ ; $p < 0,001$ $d_{rm} = -0,6$ ; [-0,635; -0,566]	$\Delta M = -0,34$ ; [-0,36; -0,31] $t = -31,635$ ; $p < 0,001$ $d_{rm} = -0,634$ ; [-0,677; -0,59]	—
Згинання	НК коксартроз	2,68 $\pm$ 0,54 1,75 ÷ 3,57	2,58 $\pm$ 0,46 1,72 ÷ 3,85	$t = 0,688$ ; $p = 0,495$ $d = 0,21$ ; [-0,41; 0,83]
	НК контрлатеральна	2,81 $\pm$ 0,6 1,75 ÷ 3,77	2,71 $\pm$ 0,51 1,72 ÷ 4,07	$t = 0,618$ ; $p = 0,54$ $d = 0,19$ ; [-0,43; 0,81]
	$\Delta M$ ; [95% CI] $t, p$ $d_{rm}$ ; [95 % CI]	$\Delta M = -0,13$ ; [-0,16; -0,1] $t = -9,726$ ; $p < 0,001$ $d_{rm} = -0,086$ ; [-0,103; -0,069]	$\Delta M = -0,13$ ; [-0,16; -0,11] $t = -10,778$ ; $p < 0,001$ $d_{rm} = -0,118$ ; [-0,139; -0,096]	—

Статистично значущими вважали відмінності за  $p < 0,05$ . Статистичний аналіз виконували в середовищі R (R Foundation for Statistical Computing).

### Результати

До проведення ТЕКС у пацієнтів за даними оцінювання НК сили м'язів міжгрупових відмінностей не встановлено ( $p > 0,05$ ) (табл. 1). Для відвідної групи виявлено статистично значущу різницю сили між хворою та контрлатеральною кінцівками ( $t = 37,439$ ;  $p < 0,001$ ), що супроводжувалася середнім розміром ефекту ( $drm > 0,6$ ). Для решти груп м'язів, незважаючи на статистично значущі відмінності ( $p < 0,001$ ), значення коефіцієнтів ефекту залишалися близькими до 0,1, що спростовує клінічну значущість виявленої різниці.

Через місяць після ТЕКС НК сили контрлатеральних кінцівок між групами не відрізнялися ( $p > 0,05$ ) (табл. 2). Проте виявлено різницю для оперованих кінцівок у відновленні сили м'язів

стегна між групами. НК сили привідної групи з переднього доступу більші ( $p = 0,014$ ) як порівняти з латеральним, різниця підтверджувалася великим, клінічно значущим ефектом ( $-d = -0,82$ ).

Для відвідної групи м'язів статистичної різниці не виявлено (табл. 2), що можна пояснити неповним відновленням сталого зниження сили до ТЕКС, та травмуванням м'язів у разі латерального доступу, що додатково знижує силу аддукторів.

НК сили згиначів через місяць після ТЕКС були статистично значущо більшими ( $p = 0,026$ ) в групі I порівняно з II, різницю підтверджував клінічно значущий ефект ( $d = 0,71$ ) (табл. 2). Аналогічно НК сили розгинальної групи м'язів статистично значущо більші ( $p = 0,035$ ) в групі I у порівнянні з II, розмір ефекту свідчив про клінічну значущість різниці ( $d = 0,67$ ) (табл. 2). Менший НК сили м'язів у групі II пояснюється більшим травмуванням саме м'язів-згиначів і обмеженням рухів (часто через симптоматичний біль) згинання/розгинання.

Таблиця 2

Група м'язів	НК сили м'язів	НА (M ± SD) / (min ÷ max)	DAA (M ± SD) / (min ÷ max)	Тест Стьюдента (t, p) Cohen's d; [95 % CI]
Приведення	НК протезована	1,17 ± 0,29 0,67 ÷ 1,61	1,42 ± 0,32 0,9 ÷ 2,26	t = -2,575; p = 0,014 d = -0,82; [-1,46; -0,17]
	НК контрлатеральна	2,43 ± 0,57 1,45 ÷ 3,33	2,27 ± 0,5 1,51 ÷ 3,59	t = 0,977; p = 0,335 d = 0,30; [-0,32; 0,92]
	ΔM; [95% CI] t, p drm; [95 % CI]	ΔM = -1,26; [-1,39; -1,14] t = -21,097; p < 0,001 drm = -0,129; [-0,141; -0,117]	ΔM = -0,85; [-0,94; -0,76] t = -19,984; p < 0,001 drm = -0,188; [-0,207; -0,17]	—
Відведення	НК протезована	0,97 ± 0,19 0,64 ÷ 1,29	1,04 ± 0,18 0,7 ÷ 1,56	t = -1,162; p = 0,253 d = -0,36; [-0,98; 0,26]
	НК контрлатеральна	2,39 ± 0,57 1,34 ÷ 3,25	2,31 ± 0,48 1,31 ÷ 3,5	t = 0,493; p = 0,625 d = 0,15; [-0,47; 0,77]
	ΔM; [95% CI] t, p drm; [95 % CI]	ΔM = -1,42; [-1,58; -1,26] t = -17,93; p < 0,001 drm = -0,472; [-0,526; -0,417]	ΔM = -1,27; [-1,42; -1,12] t = -18,294; p < 0,001 drm = -0,604; [-0,675; -0,533]	—
Згинання	НК протезована	1,64 ± 0,33 1,09 ÷ 2,18	1,43 ± 0,25 0,97 ÷ 2,14	t = 2,318; p = 0,026 d = 0,71; [0,07; 1,34]
	НК контрлатеральна	2,87 ± 0,56 1,93 ÷ 3,81	2,75 ± 0,48 1,89 ÷ 4,11	t = 0,733; p = 0,468 d = 0,23; [-0,39; 0,84]
	ΔM; [95% CI] t, p drm; [95 % CI]	ΔM = -1,23; [-1,33; -1,13] t = -25,392; p < 0,001 drm = -0,09; [-0,097; -0,083]	ΔM = -1,32; [-1,43; -1,21] t = -24,725; p < 0,001 drm = -0,107; [-0,115; -0,098]	—

Через 3 міс. після ТЕКС різниці між групами в НК сили м'язів для контралатеральної кінцівки не визначено ( $p > 0,05$ ) (табл. 3). Відмінності між оперованою і контралатеральною кінцівками залишилися значущими для всіх груп м'язів, окрім розгиначів у групі I ( $p = 0,094$ ). Знизилася клінічна різниця між кінцівками, тобто зменшився показник *drm*. Залишилися помітно різниця між кінцівками для м'язів відведення і приведення (табл. 3). Залежно від застосованого хірургічного доступу найпомітнішою серед усіх груп була різниця у НК сили відвідних м'язів ( $p = 0,003$ ). А саме, цей показник вищий у групі II, ніж у I, і це мало сильний клінічний ефект ( $d = -1,03$ ). НК сили згинальних м'язів ( $p = 0,009$ ) були більшими в групі I, ніж у II з клінічно доведеним ефектом ( $d = 0,83$ ).

Для більшого розуміння відновлення м'язової сили було досліджено її динаміку зміни від початкового рівня до контрольного вимірювання на 3-й місяць після операції (табл. 4). У результаті проведеного змішаного дисперсійного аналізу

не виявлено відмінностей між досліджуваними групами ( $p > 0,05$ ) (табл. 4). Для всіх груп м'язів зафіксовано статистично значущий ефект часу ( $p < 0,001$ ), що свідчить про зміну сили у процесі реабілітації. Також встановлено значущий ефект сторони ( $p < 0,001$ ), що підтверджує відмінності між протезованою та контралатеральною кінцівками.

Виявлені для всіх груп м'язів, крім розгиначів, значущі взаємодії ( $p < 0,001$ ) група  $\times$  час, група  $\times$  сторона, час  $\times$  сторона і група  $\times$  час  $\times$  сторона показують, що є суттєва різниця в динаміці їхнього відновлення між групами хірургічних доступів та між протезованою і контралатеральною кінцівками. Графік динаміки зміни НК сили м'язів наведено на рис. 1.

Через місяць після ТЕКС починалась активна фізична реабілітація. Для визначення результату реабілітаційної програми було порівняно показники між 1 і 3 місяцем спостереження (табл. 5), які показали статистично значуще ( $p < 0,001$ ) збільшення НК сили для всіх м'язів в обох групах пацієнтів (табл. 5).

Таблиця 3

Група м'язів	НК сили м'язів	НА (M $\pm$ SD) / (min $\div$ max)	DAA (M $\pm$ SD) / (min $\div$ max)	Тест Стьюдента (t, p) Cohen's d; [95 % CI]
Приведення	НК протезована	1,73 $\pm$ 0,47 0,89 $\div$ 2,41	1,95 $\pm$ 0,47 1,11 $\div$ 3,12	t = -1,448; p = 0,156 d = -0,46; [-1,08; 0,17]
	НК контралатеральна	2,46 $\pm$ 0,57 1,48 $\div$ 3,37	2,29 $\pm$ 0,5 1,54 $\div$ 3,63	t = 0,992; p = 0,328 d = 0,31; [-0,32; 0,93]
	$\Delta$ M; [95% CI] t, p drm; [95 % CI]	$\Delta$ M = -0,73; [-0,78; -0,68] t = -29,207; p < 0,001 drm = -0,587; [-0,63; -0,544]	$\Delta$ M = -0,34; [-0,38; -0,31] t = -19,428; p < 0,001 drm = -0,614; [-0,683; -0,546]	—
Відведення	НК протезована	1,52 $\pm$ 0,38 0,86 $\div$ 2,09	1,95 $\pm$ 0,47 1,17 $\div$ 3,12	t = -3,19; p = 0,003 d = -1,03; [-1,68; -0,37]
	НК контралатеральна	2,41 $\pm$ 0,58 1,34 $\div$ 3,28	2,42 $\pm$ 0,5 1,38 $\div$ 3,67	t = -0,050; p = 0,96 d = -0,02; [-0,63; 0,6]
	$\Delta$ M; [95% CI] t, p drm; [95 % CI]	$\Delta$ M = -0,89; [-0,99; -0,8] t = -19,054; p < 0,001 drm = -0,762; [-0,852; -0,672]	$\Delta$ M = -0,47; [-0,55; -0,39] t = -11,922; p < 0,001 drm = -0,908; [-1,088; -0,728]	—
Згинання	НК протезована	2,56 $\pm$ 0,57 1,53 $\div$ 3,45	2,15 $\pm$ 0,38 1,45 $\div$ 3,21	t = 2,77; p = 0,009 d = 0,83; [0,18; 1,47]
	НК контралатеральна	2,90 $\pm$ 0,57 1,93 $\div$ 3,85	2,78 $\pm$ 0,49 1,89 $\div$ 4,15	t = 0,718; p = 0,477 d = 0,22; [-0,4; 0,84]
	$\Delta$ M; [95% CI] t, p drm; [95 % CI]	$\Delta$ M = -0,33; [-0,36; -0,31] t = -28,135; p < 0,001 drm = -0,56; [-0,603; -0,518]	$\Delta$ M = -0,63; [-0,68; -0,58] t = -24,722; p < 0,001 drm = -0,05; [-0,054; -0,046]	—

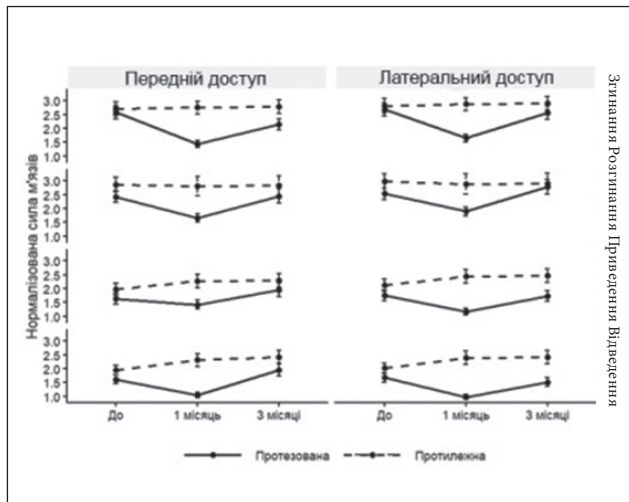


Рис. 1. Динаміка зміни НК сили м'язів стегна протягом 3 місяців спостереження після ТЕКС залежно від типу хірургіч-

НК сили як привідних м'язів, так і розгиначів збільшилися однаково у групах із різним хірургічним доступом ( $p = 0,506$ ;  $p = 0,223$ ) на 3-й місяць порівняно з першим після втручання (табл. 6). Виявлено значуще більше зростання НК сили відвідних м'язів через 3 міс. порівняно з першим після ТЕКС у групі II, ніж у I ( $p < 0,001$ ) (табл. 6).

Сила згинальних м'язів у групі з латеральним доступом на третій місяць після ТЕКС зростає значуще більше, ніж у групі переднього доступу ( $p = 0,002$ ) порівняно з першим місяцем (табл. 6).

#### Обговорення

За даними літератури, у перші 8 днів після тотального ендпротезування кульшового суглоба закономірно спостерігається істотне зниження сили м'язів усієї оперованої кінцівки [16, 17].

Таблиця 4

Група м'язів	Ефект	num_df	den_df	MSE	F	$\eta^2$	p_value
Приведення	група	1,00	39,00	1,2596	0,02	0,0005	0,8856
	час	1,140	44,30	0,0072	468,01	0,0702	< 0,001
	група × час	1,140	44,30	0,0072	43,40	0,0070	< 0,001
	сторона	1,004	39,00	0,0262	974,00	0,3336	< 0,001
	група × сторона	1,004	39,00	0,0262	43,84	0,0220	< 0,001
	час × сторона	1,110	43,25	0,0103	470,96	0,0954	< 0,001
	група × час × сторона	1,110	43,25	0,0103	40,54	0,0090	< 0,001
Відведення	група	1,000	39,00	0,9594	0,14	0,0033	0,7063
	час	1,030	40,32	0,0216	294,76	0,1372	< 0,001
	група × час	1,030	40,32	0,0216	42,20	0,0223	< 0,001
	сторона	1,000	39,00	0,0494	768,50	0,4779	< 0,001
	група × сторона	1,000	39,00	0,0494	12,0279	0,0141	0,0013
	час × сторона	1,440	56,14	0,0219	329,31	0,2006	< 0,001
	група × час × сторона	1,440	56,14	0,0219	13,49	0,0102	< 0,001
Згинання	група	1,004	39,00	1,4236	1,37	0,0329	0,2483
	час	1,110	43,10	0,0174	642,93	0,1769	< 0,001
	група × час	1,110	43,10	0,0174	13,71	0,0046	< 0,001
	сторона	1,001	39,00	0,0184	1302,29	0,2944	< 0,001
	група × сторона	1,001	39,00	0,0184	13,73	0,0044	< 0,001
	час × сторона	1,340	52,26	0,0098	1050,12	0,1941	< 0,001
	група × час × сторона	1,340	52,26	0,0098	17,52	0,0040	< 0,001

Таблиця 5

Група м'язів	G	1 міс. M ± SD	3 міс. M ± SD	Δ M [95 % CI]	t, p	Cohens_dz [95 % CI]
Приведення	HA	1,17 ± 0,29	1,73 ± 0,47	0,56; [0,49; 0,64]	t = 14,971; p < 0,001	-3,12; [-4,12; -2,11]
	DDA	1,42 ± 0,32	1,95 ± 0,47	0,53; [0,45; 0,61]	t = 14,546; p < 0,001	-3,43; [-4,65; -2,19]
Відведення	HA	0,97 ± 0,19	1,52 ± 0,38	0,55; [0,47; 0,63]	t = 13,757; p < 0,001	-2,87; [-3,80; -1,93]
	DDA	1,04 ± 0,18	1,95 ± 0,47	0,91; [0,76; 1,06]	t = 12,950; p < 0,001	-3,05; [-4,16; -1,93]
Згинання	HA	1,64 ± 0,33	2,56 ± 0,57	0,92; [0,81; 1,03]	t = 17,544; p < 0,001	-3,66; [-4,80; -2,50]
	DDA	1,43 ± 0,25	2,15 ± 0,38	0,72; [0,65; 0,78]	t = 23,896; p < 0,001	-5,63; [7,56; -3,70]

Таблиця 6

## Порівняння динаміки зміни нормалізованої сили м'язів протезованої кінцівки

Група м'язів	Група хірургічного доступу (ΔM / min ÷ max)		Різниця середніх динаміки Δ(ΔM [95 % CI])	t, p Cohen_dz [95% CI]
	I	II		
Приведення	0,56 ± 0,18 0,22 ÷ 0,8	0,53 ± 0,15 0,21 ÷ 0,87	0,04 -[0,07; 0,14]	t = 0,671; p = 0,506 0,207; [-0,413; 0,824]
Відведення	0,55 ± 0,19 0,22 ÷ 0,8	0,91 ± 0,3 0,47 ÷ 1,57	-0,36 [-0,53; -0,2]	t = -4,492; p < 0,001 -1,49; [-2,182; -0,783]
Згинання	0,92 ± 0,25 0,44 ÷ 1,27	0,72 ± 0,13 0,48 ÷ 1,07	0,20 [0,08; 0,33]	t = 3,389; p = 0,002 0,99; [0,33; 1,639]

Приблизно з 6-го тижня після втручання відбувається значуще збільшення сили м'язів стегна, проте воно може відрізнятись залежно від хірургічного доступу [16]. На перший місяць після ТЕКС сили згиначів і розгиначів зменшені приблизно на 15 %, відвідних і привідних м'язів — на 25–27 % [16] через хірургічну травму [17].

Відвідні м'язи, зокрема середній сідничний, більше ушкоджуються в разі латерального доступу, ніж переднього і це обумовлює подальшу різницю в їх відновленні. У проспективному дослідженні трьох хірургічних доступів (латеральний, передній, задній) у пацієнтів, яким застосовували передній доступ через 6 тижнів після цього сила м'язів була більшою, ніж у разі латерального [16]. Водночас сила відведення оперованої кінцівки не відновлювалася до необхідного рівня і через рік після ТЕКС у хворих із латеральним доступом, тоді як у разі переднього повне відновлення виявлено через 3 міс. [12, 16]. Ці результати для переднього доступу схожі з отриманими нами. У дослідженні J. S. Christensen зі співавт. [18] у разі застосування прямого переднього доступу в пацієнтів були сильніші відвідні м'язи на 10-му тижні, ніж у тих, у яких виконано задній.

Для відвідних м'язів кульшового суглоба в літературі описано орієнтовні порогові значення нормалізованого коефіцієнта сили (близько 2), які можуть бути пов'язані зі здатністю підтримувати стабільність таза у фронтальній площині [14, 15]. У нашому дослідженні ця умова була майже досягнута в групі з переднім доступом, де НК сили м'язів дорівнював 1,95, тоді як у групі з латеральним залишався дещо нижчим. Це може свідчити про тенденцію до кращого функціонального відновлення відвідних м'язів у групі з переднім. У групі з латеральним доступом цей показник був трохи менше 2, що свідчить про гіршу підтримку рівноваги, тому що відвідні м'язи важливі для фронтальної стабільності. Водночас в обох групах до хірургічного втручання значення нормалізованого коефіцієнта були нижчими за зазначений рівень, що узгоджується з даними про виражений дефіцит сили відвідних м'язів у пацієнтів з остеоартрозом кульшового суглоба [10]. А, як відомо, початковий стан м'язів безпосередньо пов'язаний із функціональними результатами після ТЕКС та відповідно впливає на швидкість реабілітації [19, 20].

За нашими результатами, через місяць у групах із різним хірургічним доступом в оперованій

кінцівці відрізнялися показники сили привідних м'язів, розгиначів і згиначів, тоді як через 3 міс. — відвідних м'язів і згиначів. У динаміці післяопераційного відновлення спостерігалось збільшення сили привідних м'язів і розгиначів у пацієнтів обох груп, причому для розгиначів у групі з латеральним доступом через 3 міс. не виявлено відмінностей між оперованою та контрлатеральною кінцівками, що свідчить про досягнення міжкінцівкової симетрії для цієї м'язової групи. Водночас у групі з переднім доступом відзначалося більш виражене зростання сили відвідних м'язів, тоді як у групі з латеральним — згиначів. Загалом повного функціонального відновлення не відбулося в жодній групі протягом 3 міс., про що свідчило збереження асиметрії для інших досліджуваних м'язових груп.

### Висновки

Відновлення сили м'язів стегна в пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба мало позитивну лінійну динаміку незалежно від застосованого хірургічного доступу впродовж 3 місяців спостереження.

Характер відновлення сили окремих груп м'язів залежав від хірургічного доступу. У разі застосування прямого переднього доступу встановлено виразніше зростання сили бічних м'язових груп стегна (відвідних і привідних), але була деяка затримка у відновленні сили згинальних м'язів у післяопераційний період. У пацієнтів, у яких використали модифікований латеральний доступ швидше відновлювалася сила згинальних м'язів стегна, а бічних м'язових груп (відвідних і привідних) було повільнішим.

Таким чином, обидва хірургічні доступи забезпечують загальне покращення м'язової сили через 3 місяці після ендопротезування кульшового суглоба, проте є різниця у швидкості відновлення окремих м'язових груп: у разі переднього доступу швидше відновлювалися бічні стабілізатори кульшового суглоба, а під час латерального — згинальні м'язи.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Проведення дослідження асиметрії сили різних груп м'язів стегна в пацієнтів після тотального ендопротезування кульшового суглоба залежно від типу використаного хірургічного доступу протягом процесу реабілітації.

Інформація про фінансування. Роботу здійснено в межах науково-дослідної роботи НАМН України «Дослідити патогенетичний зв'язок між порушеннями системи гемостазу і запально-деструктивними змінами в умовах захворювань, уражень та бойової травми великих суглобів» (№ держреєстрації 0123U100163).

Внесок авторів. Середа Д. І. — дизайн дослідження, збір та інтерпретація даних, написання чернетки статті; Мальцева В. Є. — написання чернетки статті; Карпінська О. Д. — проведення аналізу даних, візуалізація даних. Усі автори ознайомилися з фінальною версією статті та затвердили її.

### Список літератури

- Zacharias, A., Pizzari, T., Semciw, A. I., English, D. J., Kapakoulakis, T., & Green, R. A. (2020). Gluteus medius and minimus activity during stepping tasks: Comparisons between people with hip osteoarthritis and matched control participants. *Gait and Posture*, 80, 339–346. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.012>
- Zacharias, A., Green, R. A., Semciw, A., English, D. J., Kapakoulakis, T., & Pizzari, T. (2018). Atrophy of hip abductor muscles is related to clinical severity in a hip osteoarthritis population. *Clinical Anatomy*, 31(4), 507–513. <https://doi.org/10.1002/ca.23064>
- Kawano, T., Nankaku, M., Murao, M., Goto, K., Kuroda, Y., Kawai, T., Ikeguchi, R., & Matsuda, S. (2021). Functional characteristics associated with hip abductor torque in severe hip osteoarthritis. *Musculoskeletal Science and Practice*, 55. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102431>
- Zeni, J., Pozzi, F., Abujaber, S., & Miller, L. (2015). Relationship between physical impairments and movement patterns during gait in patients with end-stage hip osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research*, 33(3), 382–389. <https://doi.org/10.1002/jor.22772>
- Tyazhelov, O., Karpinsky, M., Karpinska, O., Branitsky, O., & Khaled, O. (2020). Pathological postural patterns at condition of long-term joint osteoarthritis of the lower extremity. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, 0(1), 26–32. <https://doi.org/10.15674/0030-59872020126-32>
- Metcalfe, D., Perry, D. C., Claireaux, H. A., Simel, D. L., Zogg, C. K., & Costa, M. L. (2019). Does This Patient Have Hip Osteoarthritis?: The Rational Clinical Examination Systematic Review. *JAMA — Journal of the American Medical Association*, 322(23), 2323–2333. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.19413>
- Burgess, L. C., Taylor, P., Wainwright, T. W., & Swain, I. D. (2022). Strength and endurance deficits in adults with moderate-to-severe hip osteoarthritis, compared to healthy, older adults. *Disability and Rehabilitation*, 44(19), 5563–5570. <https://doi.org/10.1080/09638288.2021.1939797>
- Lawrenson, P., Crossley, K., Vicenzino, B., Hodges, P., James, G., Croft, K., King, M., & Semciw, A. (2019). Muscle size and composition in people with articular hip pathology: A systematic review with meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 27(2), 181–195. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.10.008>
- Rasch, A., Byström, A. H., Dalen, N., & Berg, H. E. (2007). Reduced muscle radiological density, cross-sectional area, and strength of major hip and knee muscles in 22 patients with hip osteoarthritis. *Acta Orthopaedica*, 78(4), 505–510. <https://doi.org/10.1080/17453670710014158>
- Ismailidis, P., Kvarda, P., Vach, W., Cadosch, D., Appenzeller-Herzog, C., & Mündermann, A. (2021). Abductor muscle strength deficit in patients after total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Arthroplasty*, 36(8), 3015–3027. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2021.03.042>
- Hu, X., Zheng, N., Chen, Y., Dai, K., Dimitriou, D., Li, H., & Tsai, T. Y. (2021). Optimizing the femoral offset for restoring physiological hip muscle function in patients with total hip arthroplasty. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.645019>
- Winther, S. B., Foss, O. A., Husby, O. S., Wik, T. S., Klaksvik, J., & Husby, V. S. (2019). Muscular strength and function after total hip arthroplasty performed with three different surgical approaches: one-year follow-up study. *HIP International*, 29(4),

- 405–411. <https://doi.org/10.1177/1120700018810673>
13. Marx, V. (1978). Orthopedic diagnostics. <http://libarch.nmu.org.ua/handle/GenofondUA/67645>
  14. Tyazhelov, O. A., Karpinsky, M. Y., Karpinskaya, E. D., Goncharova, L. D., & Klimovitsky, R. V. (2017). Modeling the work of the pelvic girdle muscles after hip replacement with different values of total femoral offset. *Trauma*, 18(6), 133–140. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191>
  15. Tyazhelov, O. A., Karpinsky, M. Y., Karpinskaya, O. D., Goncharova, L. D., Klimovitsky, R. V., & Fishchenko, V. O. (2017). Clinical and biomechanical justification and construction of a model of the work of muscles that ensure horizontal balance of the pelvis. *Trauma*, 18(5), 13–18. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.18.2017.114115>
  16. Winther, S. B., Husby, V. S., Foss, O. A., Wik, T. S., Svenningsen, S., Engdal, M., Haugan, K., & Husby, O. S. (2016). Muscular strength after total hip arthroplasty. *Acta orthopaedica*, 87(1), 22–28. <https://doi.org/10.3109/17453674.2015.1068032>
  17. Holm, B., Thorborg, K., Husted, H., Kehlet, H., & Bandholm, T. (2013). Surgery-induced changes and early recovery of hip-muscle strength, leg-press power, and functional performance after fast-track total hip arthroplasty: a prospective cohort study. *PLoS ONE*, 8(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0062109>
  18. Christensen, J. C., Judd, D. L., Forster, J. E., O'Malley, S., Hinrichs-Kinney, L., Hogan, C. A., Dayton, M. R., Christiansen, C. L., & Stevens-Lapsley, J. E. (2025). Comparing direct anterior approach versus posterolateral approach in total hip arthroplasty on physical function recovery: a prospective cohort study. *Journal of orthopaedic research*, 44(2). <https://doi.org/10.1002/jor.70065>
  19. Yasuda, T., Ota, S., Yamashita, S., Tsukamoto, Y., & Onishi, E. (2022). Association of preoperative variables of ipsilateral hip abductor muscles with gait function after total hip arthroplasty: a retrospective study. *Arthroplasty*, 4(1). <https://doi.org/10.1186/s42836-022-00126-7>
  20. Yasuda, T., Ota, S., Mitsuzawa, S., Yamashita, S., Tsukamoto, Y., Takeuchi, H., & Onishi, E. (2023). Preoperative lower-limb muscle predictors for gait speed improvement after total hip arthroplasty for patients with osteoarthritis. *Journal of personalized medicine*, 13(8). <https://doi.org/10.3390/jpm13081279>

Стаття надійшла до редакції 29.04.2026	Отримано після рецензування 08.05.2026	Прийнято до друку 14.05.2026
---	---	---------------------------------

## COMPARATIVE ANALYSIS OF NORMALIZED HIP MUSCLE STRENGTH ACCORDING TO SURGICAL APPROACH IN TOTAL HIP ARTHROPLASTY

D. I. Sereda, V. Ye. Maltseva, O. D. Karpinska

✉ Dmytro Sereda, MD: [ortsurgeon@gmail.com](mailto:ortsurgeon@gmail.com); <https://orcid.org/0009-0009-2069-3872>

✉ Valentyna Maltseva, Phd in Biol. Sci.: [maltseva.val.eyg@gmail.com](mailto:maltseva.val.eyg@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-9184-0536>

✉ Olena Karpinska: [helen.karpinska@gmail.com](mailto:helen.karpinska@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

УДК 616.728.2-089.843(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026222-30>

## Переваги та недоліки використання модульних ніжок за ревізійного ендопротезування кульшового суглоба

В. А. Філіпенко, Є. В. Олінкевич, С. Є. Бондаренко, О. П. Марущак, В. О. Танькут

The increasing number of revision hip surgeries highlights the challenge of selecting the optimal revision femoral component, particularly in cases of bone stock loss. Objective. To determine the advantages and disadvantages of modular revision stems compared to monoblock stems based on literature data and personal clinical observations. Methods. A literature review (37 sources) and a retrospective analysis of 175 revision surgeries performed between 2013 and 2025 were conducted. Patients were divided into two groups: 70 cases utilizing modular stems and 105 using monoblock stems. The study assessed the distribution of bone defects according to the Paprosky classification, complication rates, and functional outcomes using the Harris Hip Score (HHS) at 1-year follow-up. Results. Monoblock stems were predominantly used for Paprosky type I–II femoral defects (79 %), whereas modular stems were preferred for type III–IV defects (66.2 %). The overall complication rate was comparable: 8.8 % in the modular group and 8 % in the monoblock group ( $P = 0.834$ ). Significant subsidence ( $> 10$  mm) was more frequently observed with monoblock stems. Functional outcomes according to HHS significantly improved in both groups after one year ( $80.2 \pm 3.1$  and  $83.1 \pm 3.3$  points, respectively) with no statistically significant difference between them. Conclusions. The clinical outcomes of modular and monoblock stems are equivalent. The choice of implant should be based on the anatomical situation: monoblock stems are effective for moderate defects, while modular stems offer advantages in severe defects (Paprosky type III–IV) to ensure stable fixation and biomechanical restoration. Keywords. Hip revision arthroplasty, monobloc revision unce-

Зростання кількості ревізійних втручань на кульшовому суглобі актуалізує проблему вибору оптимального ревізійного стегнового компонента, особливо в умовах дефіциту кісткової тканини. Мета. Виявити переваги та недоліки модульних ревізійних ніжок у порівнянні з моноблочними на основі даних літературних джерел і власних клінічних спостережень. Методи. Проведено огляд публікацій (37 статей) та ретроспективний аналіз 175 ревізійних втручань, виконаних у період 2013–2025 р. Пацієнтів розподілено на дві групи: 70 випадків застосування модульних ніжок і 105 — моноблочних. Проаналізовано розподіл типів дефектів за Paprosky, частоту ускладнень і функціональні результати за шкалою Harris Hip Score (HHS) через рік після операції. Результати. У разі дефектів стегнової кістки за Paprosky I–II типу частіше застосовували моноблочні ніжки (79 %), тоді як за III–IV — переважали модульні (66,2 %). Загальна частота ускладнень була порівнянною: 8,8 % у групі модульних ніжок та 8 % за умов використання моноблочних ( $p = 0,834$ ). Значне просідання ( $> 10$  мм) частіше спостерігали під час використання моноблочних ніжок. Функціональні результати за HHS через рік суттєво покращилися в обох групах ( $80,2 \pm 3,1$  та  $83,1 \pm 3,3$  бала відповідно) без статистично значущої різниці між ними. Висновки. Результати застосування модульних і моноблочних ніжок є клінічно рівнозначними. Вибір конструкції повинен ґрунтуватися на анатомічній ситуації: моноблочні ніжки доцільні в разі помірних дефектів, тоді як використання модульних мають переваги за значних

Ключові слова. Ревізія кульшового суглоба, безцементні моноблочні ревізійні ніжки, безцементні мо-

## Вступ

Під час ревізійного ендопротезування кульшового суглоба зі заміною ніжки протеза зазвичай виникає необхідність застосування ревізійної ніжки для усунення втрати кісткової тканини. Вибір ревізійних ніжок — від довгих модульних і моноблочних до коротких і первинних — впливає на фіксацію, збереження кісткової тканини, частоту ускладнень і довгострокові результати.

За типом та показами до використання для ревізії стегнового компонента ніжки можна поділити на такі групи:

1) конічні, рифлені, титанові (TFT) ревізійні. Широко використовуються як модульні, так і моноблочні конструкції, причому новіші моноблочні ніжки демонструють зменшене просідання й обнадійливі клінічні результати в умовах ревізії [1–6];

2) первинні безцементні та короткі ревізійні: усе частіше розглядаються для пацієнтів із дефектами типу I–II за Paprosky, забезпечуючи збереження кістки та полегшуючи майбутні ревізії [7–12];

3) цементні ревізійні ніжки [8, 13].

Стосовно цементних ревізійних ніжок існують досить обмежені покази до їх використання. По-перше — погана якість кісткової тканини: цементні ніжки є кращим вибором для пацієнтів із погіршеним станом кісткової тканини, таких як люди похилого віку або пацієнти з остеопорозом, для яких важлива негайна стабільність імплантата, а безцементна фіксація може бути ненадійною [14, 15], а також у разі застосування техніки «cement-in-cement», коли існуюча цементна мантія добре зафіксована, що дозволяє закріпити нову ніжку в стару оболонку. Це особливо корисно за умов нестабільності стегнового компонента, коли видалення добре закріпленого цементу може спричинити подальшу втрату кісткової тканини [16, 17]. Ревізійні цементні ніжки, згідно з даними літературних джерел, використовували лише в 7,4 % спостережень, хоча вони і демонструють сприятливу довгострокову виживаність [13]. Здебільшого встановлюють безцементні ніжки, як модульні, так і моноблочні, що збігається з даними нашої клініки (близько 8 % ревізійних цементних ніжок). Первинні безцементні та короткі ревізійні ніжки також застосовуються, але рідко. Вибір хірургів переважно схиляється до використання модульних і моноблочних ревізійних ніжок.

Мета: виявити переваги та недоліки модульних ревізійних ніжок ендопротезів кульшового

суглоба в порівнянні з моноблочними на основі даних літератури та клінічних спостережень відділу патології суглобів ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України».

## Матеріал і методи

Дослідження схвалено локальним комітетом з біоетики відповідно до чинних норм законодавства (протокол № 257 від 22.12.2025 р.), усі пацієнти дали інформовану згоду.

Проведено огляд літератури з використанням наукометричних електронних баз даних PubMed, Scopus, Web of Science та інших релевантних джерел науково-медичної інформації. Пошук здійснювався за ключовими словами: ревізія кульшового суглоба, безцементні моноблочні ревізійні ніжки, безцементні модульні ревізійні ніжки кульшового суглоба, переваги та недоліки модульних ревізійних ніжок (hip revision arthroplasty, monobloc revision uncemented stems, modular revision uncemented stems, advantages and failures of modular revision stems).

Глибина пошуку охоплювала період із 1995 по 2025 рік, що дозволило врахувати сучасні підходи до використання модульних і моноблочних ревізійних безцементних ніжок ендопротезів. До аналізу було включено 37 публікацій, включаючи 7 систематичних оглядів, які відповідали критеріям релевантності та повноти висвітлення досліджуваної проблеми. Наукова література останніх 5 років складається з 27 джерел.

Крім того, у дослідженні використано власний клінічний досвід авторів у проведенні ревізійних хірургічних втручань із використанням ревізійних модульних і моноблочних ніжок ендопротезів кульшового суглоба. У період з 2013 по 2025 рік у клініці виконано 175 ревізійних оперативних втручань із використанням ревізійних ніжок. Це дозволило доповнити теоретичні відомості практичними спостереженнями та рекомендаціями.

Відбір статей здійснювався за такими критеріями: відповідність темі дослідження; рівень їх доказовості; наведення результатів клінічних і радіологічних результатів; аналіз ускладнень; публікація в рецензованих наукових журналах.

Виключалися джерела, які не містили достатньої інформації про техніку застосування модульних/моноблочних ніжок під час ревізійного ендопротезування кульшового суглоба або не мали клінічного підтвердження ефективності описаних імплантатів або методик, а також роботи, що стосувалися виключно первинного

ендопротезування чи мали занадто короткий термін спостереження.

На клінічному матеріалі виконано аналіз ускладнень і результатів після встановлення модульних (70 спостережень) та моноблочних (105 випадків) ніжок під час ревізійного ендпротезування з приводу асептичної нестабільності (86), перипротезної інфекції (64), перипротезних переломів (12), вивихів (2), переломів ніжок (11). Відстежити результати через рік вдалося в 68 випадках застосування модульних і 101 — моноблочних ніжок. Розподіл хворих за віком та статтю наведено в табл. 1.

Варіативність даних (SD) для обох груп: модульні — стандартне відхилення (s) — 10,69, моноблочні — стандартне відхилення (s) — 11,19. Критерій t-statistic — 1,536. Критерій (p) становить 0,1265. Середня різниця у віці становить 2,6 роки (61,7 проти 59,1), вона не є статистично значущою на рівні 5 %. Це означає, що відмінність у віці між пацієнтами з модульними та моноблочними ніжками протеза не відображає справжньої різниці між двома генеральними сукупностями.

## Результати

Модульні ніжки для ревізійних операцій на кульшовому суглобі було розроблено в 1990-х роках [18, 19]; застосовували їх в невеликій кількості до 1999 року. Вони набули широкого використання в 2000–2010 роках [20, 21].

Необхідність розробки таких ніжок виникла через збільшення частоти первинного ендпротезування кульшового суглоба та, відповідно, кількості ускладнень, які потребують ревізійних

втручань. Майже одразу стало зрозуміло, що в більшості випадків після видалення ніжки первинного протеза утворюється кістковий дефект у проксимальній частині стегнової кістки з відносним збереженням дистальної частини стегнового каналу. Найбільш розповсюджена класифікація дефектів стегнової кістки за Paprosky передбачає 4 типи (рис. 1).

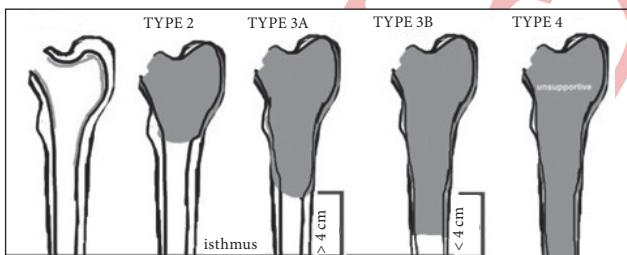
За наявності дефектів II–IV типу використання стандартних ніжок не забезпечує їхньої стабільної фіксації. Модульні ніжки вирішують цю проблему завдяки первинній стабільній дистальній фіксації та вибору відповідного розміру модуля для заповнення кісткового дефекту в проксимальній частині стегнової кістки [22].

Модульні ревізійні ніжки краще адаптовані до анатомічних особливостей пацієнтів, що дозволяє досягти стабільності імплантатів шляхом реконструкції дефектів кісток, відновлення біомеханіки кульшового суглоба та корекції довжини ніг.

Для реалізації цих цілей модульність відіграє важливу роль порівняно з традиційними моноблочними ніжками. Фактично, у разі дефектів проксимального відділу стегнової кістки типу Paprosky II та більше модульні ніжки дозволяють покращити стабільність ніжки та відновити центр обертання [23].

### Переваги модульних ніжок

Висока анатомічна адаптивність і біомеханічне відновлення. Модульна конструкція дозволяє вільне розташування проксимальної частини та дистальної ніжки, що забезпечує точну корекцію довжини ноги, зміщення, антеверсії та центру обертання. Загальна виживаність модульної конструкції наближається до 83 % після 10 років спостережень. Якщо оцінювати лише ревізію стегнового компонента ендпротеза, то опубліковані дані свідчать про відмінні показники виживання цих конструкцій (> 95 %). Частоту просідання модульної ревізійної ніжки більше 5 мм було зафіксовано менше ніж у 5 % пацієнтів [22, 24, 25].



Таблиця 1

Тип ніжки	Кількість спостережень		
	середній вік (у роках)	стать	
		чоловіча	жіноча
Модульна	61,7	28 (40 %)	42 (60 %)

Універсальність за різних дефектів стегнової кістки. Модульні системи сумісні з дефектами II–IV типу за класифікацією Paprosky [11, 25, 26]. Це спрощує передопераційне планування, забезпечує пристосованість за умов різних дефектів стегнової кістки й усуває необхідність використання кількох систем імплантатів під час операції (рис. 2).

Надійна дистальна фіксація. У випадках порушення фіксації проксимального відділу стегнової кістки конічні рифлені ніжки забезпечують надійну дистальну фіксацію [25, 27].

Кращі довгострокові клінічні результати. Дослідження показують високий рівень стабільної фіксації ніжок (до 90–95%) та відмінну довгострокову виживаність, навіть у випадках із тяжким ураженням проксимального відділу стегнової кістки [3, 28].

Недоліки модульної ніжки

Ризики механічного пошкодження модульних з'єднань. За одними даними середня частота становить 3,39 %, хоча більшість поломок сталася в конструкціях, які зрештою були виведені з ринку [24]. За іншими даними виявлено лише 1,74 % переломів модульних ніжок для старих та 0,013 % для нових конусних конструкцій [30]. M. Sukopp і співавт. [31] описали 54 випадки переломів модульної ревізійної ніжки. Цей систематичний огляд показує, що це, загалом, рідкісне ускладнення.

Корозія та механічний знос. Незважаючи на використання титанових сплавів, мікрорухи на модульному з'єднанні можуть дати ме-

ханічне зношування та корозію, особливо за відсутності проксимальної фіксації в стегнової кістці [24, 32].

Вищий ризик інтраопераційних переломів. Модульні ніжки дають більшу кількість зазначених переломів. У статті D. Wang і співавт. [22] виявлено, що частота інтраопераційних переломів становила 11,6 та 5,0 % ( $p = 0,0004$ ) для модульних і моноблочних ніжок відповідно. Частота просідання  $> 10$  мм була значно вищою в групі моноблочних ніжок (4,5 проти 1,0 %,  $p = 0,003$ ). У свою чергу M. R. Cohn і співавт. [33] у своєму дослідженні також виявили, що інтраопераційні переломи в разі встановлення модульних ніжок вище, ніж моноблочних (9,0 проти 3,8 %;  $p = 0,30$ ).

Відсутність зниження частоти виникнення нестабільності. Незважаючи на те, що модульність конструкції дозволяє коригувати офсет і антеверсію, дослідження не показують статистично значущого зниження частоти виникнення нестабільності [24, 34].

Вища вартість. Також слід брати до уваги економічний аспект. Модульні імплантати, як правило, дорожчі. Бюджетні обмеження залишаються важливим фактором [36, 37].

Ризик неправильного інтраопераційного встановлення модульних ревізійних ніжок існує насамперед через складність їхньої конструкції та важкі умови ревізійної операції. Хоча модульність дає хірургу гнучкість (можливість незалежно підбирати дистальну фіксацію, довжину й офсет), вона водночас перетворює монолітну конструкцію на систему з кількох компонентів і підвищує технічну складність монтажу в умовах дефіциту кісткової тканини та чітких анатомічних орієнтирів.

Систематичні огляди демонструють  $> 90$  % виживаності модульних ніжок і стабільні показники за шкалою Harris Hip Score (HHS) протягом 8 років спостереження [23]. Публікації D. Wang і співавт., A. Koutalos і співавт., B. Zampogna та співавт. [22, 29, 35] не виявили суттєвих відмінностей між модульними та моноблочними ніжками з точки зору післяопераційної функції кульшового суглоба, частоти ревізій та ускладнень. Значне просідання частіше спостерігалось в разі використання моноблочних (рис. 3), тоді як модульні ніжки мають вищий ризик інтраопераційного перелому стегнової кістки.

Також M. Morlock і співавт. [34] відмітили, що вибір типу ніжки не є домінуючою причиною ревізії.

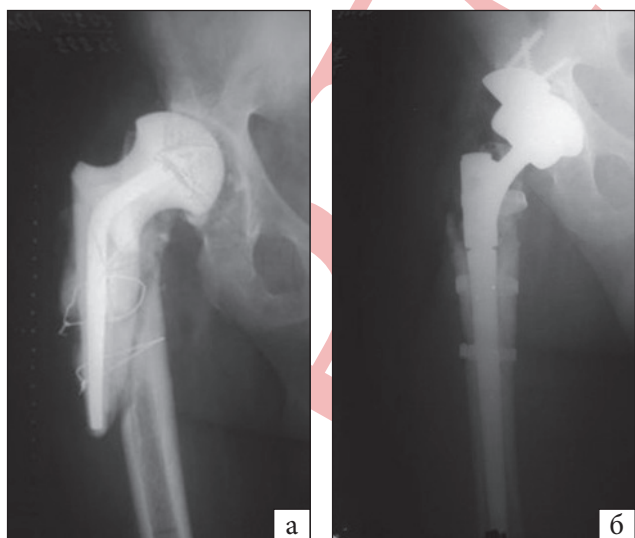


Рис. 2. Пацієнт Є., 50 років. Paprosky тип IIIB. Рентгенограми «до» (а) та «після» (б) оперативного втручання зі застосу-

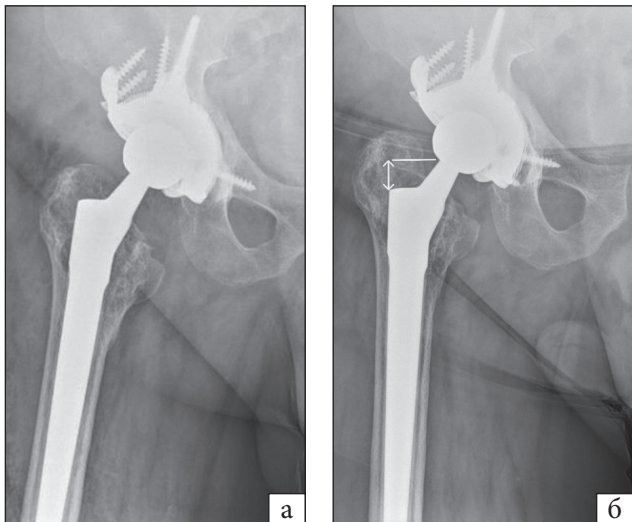


Рис. 3. Пацієнт К, 52 роки. Рентгенограми одразу після операції зі застосуванням моноблочної ревізійної ніжки (а) та через 8 міс. після втручання, де виявлено просідання ніжки



Рис. 4. Рентгенограма пацієнта К., 77 років. Перелом

Якщо звернутися до наших клінічних спостережень в динаміці (їх вдалося отримати не у всіх хворих), результати практично співпадають із даними літератури. Частота ускладнень у разі використання модульних ніжок становить 8,8, моноблочних — 8 % (табл. 2). Причому, якщо виключити переломи модульної ніжки RMD застарілої конструкції, яку зараз ми не застосовуємо, частота ускладнень становитиме 4,4 % (рис. 4). Критерій  $p = 0,834$ . Тобто, різниця в загальній частоті ускладнень між модульними (8,8 %) та моноблочними (8,0 %) ніжками не є статистично значущою. Ці два типи ніжок мають практично однаковий ризик загальних ускладнень.

Звертає на себе увагу таке спостереження, як те що модульні ніжки здебільшого застосовували після видалення цементних ніжок (25 із 70 (35,7 %) проти 28 із 105 (26,7 %) моноблочних). Крім того ці конструкції також частіше встановлювали після остеотомії стегнової кістки для видалення ніжки первинного ендопротеза (15 випадків із 70 (23 %), проти 13 із 105 (13 %) моноблочних ніжок). У більшості випадків виконували «вікончату» остеотомію стегнової кістки (9 та 7 відповідно) (рис. 5).

Розподіл дефектів стегнової кістки за Paprosky наведено в табл. 3.

Дані табл. 3 свідчать про те, що за наявності дефектів стегнової кістки типу I–II за Paprosky частіше застосовували моноблочні ніжки 79 проти 21 %, у той час як за дефектів типу III–IV здебільшого використовувались модульні ніжки 66,2 проти 33,8 % ( $p < 0,001$ ) (рис. 6).

Клінічні результати після ревізійного ендопротезування через рік після операції вдалось відстежити в 68 випадках після використання модульних та в 101 — моноблочних ніжок. Із цієї

Таблиця 2

Ускладнення	Тип ніжки	
	модульна, n = 68	моноблочна, n = 101
Перипротезний перелом	1	1
Інфекційне ускладнення	1	2
Вивих	1	1
Асептична нестабільність	—	1
Перелом ніжки	2	—
Дистальна міграція ніжки > 10 мм	1	3

групи було виключено хворих з ускладненнями (6 та 8 відповідно, усього 14). Результати лікування 155 пацієнтів за шкалою HHS через рік після

Таблиця 3

Тип ніжки	Дефекти за Paprosky					Загалом
	I	II	III A	III B	IV	
Модульні	5	16	27	16	6	70
Моноблочні	32	48	13	8	4	105

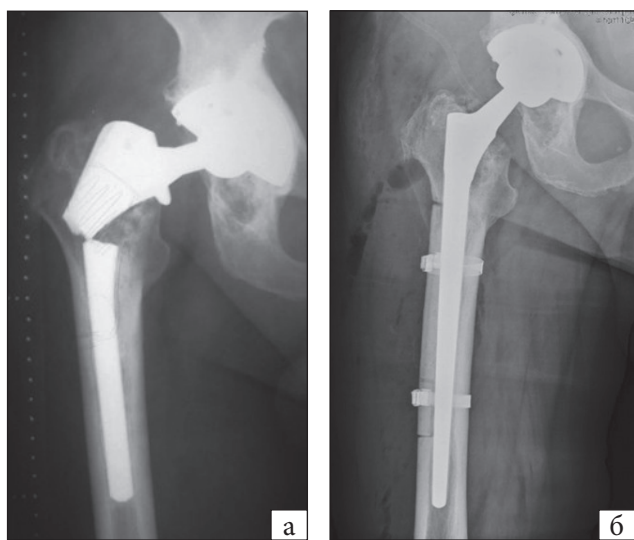


Рис. 5. Пацієнт С., 50 років. Рентгенограми до оперативного втручання (виявлено перелом стегнового компонента) (а) та після, де застосовувалась «вікончата» остеотомія для видалення фрагмента стегнового компонента, встановлена довга

втручання: за застосування модульної ніжки середній показник до операції був  $(34,04 \pm 2,4)$  бали та через рік  $80,2 \pm 3,1$ ; за моноблочної ніжки: до операції  $38,5 \pm 2,8$ , через рік  $83,1 \pm 3,3$ . Аналіз функціональних результатів за шкалою HHS показав високу ефективність обох типів конструкцій ( $p < 0,001$  порівняно з доопераційним рівнем). Під час порівняння груп між собою через рік після втручання статистично значущої різниці виявлено не було ( $t = 0,64$ ;  $p > 0,05$ ), що свідчить про рівнозначну клінічну ефективність модульних і моноблочних ніжок у досліджуваний період. Це вказує на відсутність суттєвої різниці в результатах, що повністю співпадає з даними літератури [23].

### Обговорення

Вибір оптимального стегнового компонента для ревізійного ендопротезування кульшового суглоба досі викликає багато суперечок, особливо якщо в пацієнта суттєво втрачена кісткова тканина в проксимальній частині стегнової кістки. За останніми даними, кількість ревізійних операцій постійно зростає, тому хірургам потрібно мати чіткий план для роботи з різними типами дефектів стегнової кістки.

У нашому дослідженні, незалежно від того, використовували модульні чи моноблочні ніжки, результати за HHS після операції значно покращились — і через рік різниця між цими двома варіантами мінімальна ( $80,2$  проти  $83,1$  балів). Те саме пише і М. Сараско та співавт. [23]: аналіз великого масиву даних теж не показав суттєвої

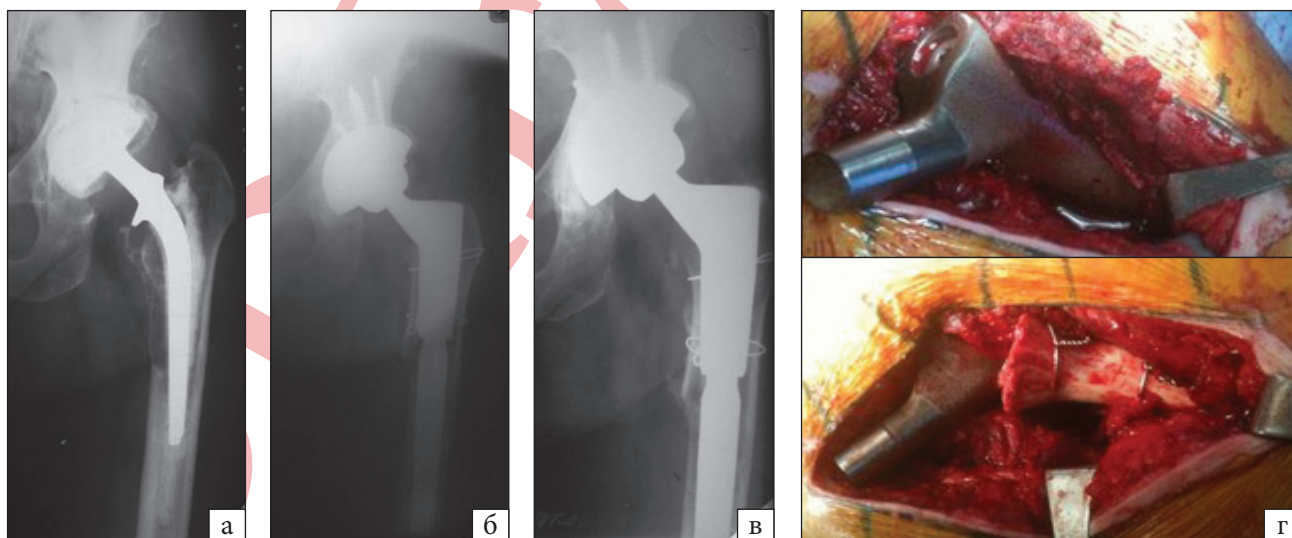


Рис. 6. Клінічний приклад. Пацієнт Ф., 67 років: дефект типу III B за Paprosky (а), рентгенограми одразу після операції (б) та

різниці у функції кульшового суглоба між цими типами ніжок.

S. Feng і співавт. [2] отримали схожі результати — навіть через 6 років після операції ефективність і модульних, і моноблочних конструкцій залишалася порівнянною.

Важливим моментом нашого дослідження став розподіл використання ніжок залежно від типу дефекту за Paprosky. Моноблочні ніжки ми частіше ставили за I–II типу (79 % випадків), а модульні — у разі більш серйозних дефектів III–IV типу (66,2 %). Це повністю збігається зі світовою практикою: якщо кісткова маса збережена, то моноблочні ніжки — надійний і економічно доцільний вибір, що підтверджується роботами M. Innocenti та співавт. [12] та A. Battaglia та співавт. [7]. Модульні ніжки потрібні тоді, коли треба відновити центр ротації й стабільність у складних анатомічних ситуаціях.

Щодо ускладнень: їхня загальна частота в обох групах була майже однаковою — 8,8 % для модульних і 8 для моноблочних ніжок. Але структура ускладнень різнилася. Значне просідання (> 10 мм) ми частіше бачили у групі з моноблочними ніжками (3 випадки проти 1). Це підтверджують і дані D. Wang та співавт. [22], які вказують на вищий ризик просідання саме для моноблочних конструкцій ( $p = 0,003$ ).

З іншого боку, у літературі широко обговорюється ризик інтраопераційних переломів у разі використання модульних ніжок. У дослідженні M. R. Cohn та співавт. [33] частота інтраопераційних переломів під час встановлення модульних ніжок вища, ніж за моноблочних (9,0 проти 3,8 %). У нашому дослідженні ми не отримали статистичного підтвердження цього факту (кількість переломів була однаково низькою в обох групах), що може бути пов'язано з профілактичним використанням серкляжного дроту під час встановлення модульних ніжок у нашій клініці.

Окремої уваги заслуговує питання переломів самої конструкції ніжки. Нами зафіксовано 2 випадки перелому модульної ніжки, що трапилися з імплантатами попередніх поколінь (RMD). Це відомий ризик модульності, пов'язаний з корозією та зносом у місці з'єднання, що описано в роботах D. Lakstein та співавт. [32] та L. Dreyer та співавт. [30]. Проте, сучасні дані, наведені B. Zitsch та співавт. [1] і C. Salib та співавт. [6], свідчать про те, що нові покоління титанових рифлених модульних ніжок мають високі показники виживаності та низький ризик поломки, що дозволяє безпечно використовувати їх у практиці.

Наше дослідження має певні обмеження, зокрема ретроспективний характер і відносно невеликий термін спостереження для частини пацієнтів. Проте отримані дані підтверджують, що вибір між модульною та моноблочною ніжкою не має базуватися на «перевазі» однієї конструкції над іншою взагалі, а повинен залежати від конкретної анатомічної ситуації.

Незважаючи на перераховані обмеження, отримані нами результати узгоджуються зі сучасними літературними даними та підтверджують доцільність диференційованого підходу: використання моноблочних ніжок у разі помірних дефектів для зниження вартості та ризиків механічних поломок, та використання модульних ніжок за значних дефектів (тип III–IV за Paprosky) для забезпечення надійної фіксації та біомеханічної корекції.

## Висновки

Отже, зазначимо, що результати застосування модульних і моноблочних ревізійних ніжок є порівнянними, проте ми вважаємо, що модульні ніжки мають переваги у випадках значних дефектів проксимального відділу стегнової кістки (тип III–IV за Paprosky).

Вибір хірурга повинен бути заснований на ретельному передопераційному плануванні та підготовці всього, що може бути необхідним під час проведення ревізійного втручання.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Подальші дослідження доцільно спрямувати на вивчення довгострокових результатів застосування модульних і моноблочних ревізійних ніжок, зокрема їх виживаності, частоти механічних ускладнень та впливу на ремоделювання кісткової тканини. Перспективним є проведення проспективних рандомізованих досліджень із більшою вибіркою пацієнтів, а також аналіз результатів залежно від типу дефекту за Paprosky та супутньої патології.

Інформація про фінансування. Зовнішнього фінансування дослідження не отримувало.

Внесок авторів. Філіпенко В. А. — концепція та дизайн дослідження, збір та аналіз матеріалу, написання рукопису, наукове керівництво; Олінкевич Є. В. — аналіз матеріалу, написання рукопису; Бондаренко С. Є. — критичний перегляд та редагування тексту; Марущак О. П. — редагування тексту, участь в аналізі результатів; Танькут В. О. — узагальнення висновків.

## Список літератури

1. Zitsch, B., Byrd, J., Buckner, B., Konigsberg, B., & Hartman, C. (2025). Tapered, Fluted, Titanium Stems in Revision Total Hip Arthroplasty. *Orthopedics*, 1–8. <https://doi.org/10.3928/01477447-20250217-01>
2. Feng, S., Zhang, Y., Bao, Y., Yang, Z., Zha, G., & Chen, X. (2020). Comparison of modular and nonmodular tapered fluted titanium stems in femoral revision hip arthroplasty:

- a minimum 6-year follow-up study. *Scientific Reports*, 10. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-70626-6>
3. Park, C., Lee, J., Shin, S., Moon, Y., Lim, S., & Park, Y. (2022). Long-Term Outcomes of Revision Total Hip Arthroplasty Using a Tapered and Fluted Modular Stem: A Mean Follow-Up of 16 Years. *The Journal of arthroplasty*. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2022.06.017>
  4. Carender, C., Larson, D., Trousdale, R., Lewallen, D., Berry, D., & Abdel, M. (2024). Aseptic Revision Total Hip Arthroplasty Using Modular Fluted Tapered Stems. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 106, 1470–1478. <https://doi.org/10.2106/jbjs.23.00921>
  5. Lee, C., Dandamudi, S., Jan, K., & Levine, B. (2025). Mean 8.1-Year Follow-up of a Monoblock, Splined Tapered Femoral Stem in Revision Hip Arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2025.03.088>
  6. Salib, C., Sax, O., Bains, S., Chen, Z., Mont, M., Delanois, R., & Nace, J. (2022). Tapered Modular Femoral Stems for Revision Total Hip Arthroplasty Show Excellent Mid-Term Survivorship. *Surgical technology international*, 41. <https://doi.org/10.52198/22.sti.41.os1630>
  7. Battaglia, A., D'Apollito, R., Ding, B., Tonolini, S., Ramazzotti, J., & Zagra, L. (2025). The Zweymüller primary stem is a reliable, effective, and less invasive implant in revision hip arthroplasty for Paprosky type I and II defects. *Bone & Joint Open*, 6, 186–194. <https://doi.org/10.1302/2633-1462.62.bjo-2024-0182.r1>
  8. Sahemey, R., Ridha, A., Stephens, A., Farhan-Alanie, M., Kozdryk, J., Riemer, B., & Foguet, P. (2024). Does size matter? Outcomes following revision total hip arthroplasty with long or primary stems: a systematic review and meta-analysis. *Arthroplasty*, 6, 1–10. <https://doi.org/10.1186/s42836-023-00228-w>
  9. Dombrowsky, A., Jolissaint, J., Avercamp, B., Rowe, T., Hietpas, K., Griffin, W., & Curtin, B. (2025). Outcomes of Primary Cementless Femoral Stems Used in Revision Hip Arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2025.05.023>
  10. Mauch, M., Brecht, H., Clauss, M., & Stoffel, K. (2023). Use of Short Stems in Revision Total Hip Arthroplasty: A Retrospective Observational Study of 31 Patients. *Medicina*, 59. <https://doi.org/10.3390/medicina59101822>
  11. Li, Y., & Cao, L. (2024). Management of Severe Bone Defects in Femoral Revision following Total Hip Arthroplasty. *Hip & Pelvis*, 36, 101–107. <https://doi.org/10.5371/hp.2024.36.2.101>
  12. Innocenti, M., Smulders, K., Andreotti, M., Willems, J., Van Hellemond, G., & Nijhof, M. (2023). The use of a standard-length conical tapered stem in hip revision arthroplasty to address Paprosky type I–II femoral defects: a prospective study of 87 patients. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 143, 5945–5955. <https://doi.org/10.1007/s00402-023-04797-y>
  13. Tomáš, T., Apostolopoulos, V., Brančík, P., Nachteubl, L., & Mahdal, M. (2025). Long-term implant survival, functional, and radiological assessment of cemented stem in revision hip arthroplasty. *International orthopaedics*. <https://doi.org/10.1007/s00264-025-06526-z>
  14. Pallaver, A., Zwicky, L., Bolliger, L., Bösebeck, H., Manzoni, I., Schädelin, S., Ochsner, P., & Clauss, M. (2018). Long-term results of revision total hip arthroplasty with a cemented femoral component. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 138, 1609–1616. <https://doi.org/10.1007/s00402-018-3023-9>
  15. Yi, K., & Selvaratnam, V. (2024). A Systematic Review Comparing the Outcomes of Cemented Versus Uncemented Stems in Femoral Impaction Bone Grafting for Revision Hip Arthroplasty. *Cureus*, 16. <https://doi.org/10.7759/cureus.71560>
  16. Cnudde, P., Kärrholm, J., Rolfson, O., Timperley, A., & Mohaddes, M. (2017). Cement-in-cement revision of the femoral stem: Analysis of 1179 first-time revisions in the Swedish hip arthroplasty register. *The Bone & Joint Journal*, 99B, 27–32. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.99b4.bjj-2016-1222.r1>
  17. Fujita, H., Katayama, N., Iwase, T., & Otsuka, H. (2021). Multi-centre study of cement-in-cement and in-cement femoral revision total hip arthroplasty using polished, stainless steel stems. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2021.06.017>
  18. Köhler, H. P., Andonov, C., Köster, G., & Willert, H. G. (1995). Die Revision der gelockerten Schaftkomponente mit der modularen Profemur-Revisionskomponente. *Orthopädische Mitteilungen*, 25, 181.
  19. Wirtz, D. C., Heller, K. D., Holzwarth, U., Siebert, C., Pitto, R. P., Zeiler, G., ... & Forst, R. (2000). A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR. *International orthopaedics*, 24(3), 134–138. <https://doi.org/10.1007/s002640000135>
  20. Köster, G., Walde, T. A., & Willert, H. G. (2008). Five-to 10-year results using a noncemented modular revision stem without bone grafting. *The Journal of Arthroplasty*, 23(7), 964–970. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2007.08.024>
  21. Pattyn, C., Mulliez, A., Verdonk, R., & Audenaert, E. (2012). Revision hip arthroplasty using a cementless modular tapered stem. *International orthopaedics*, 36(1), 35–41. <https://doi.org/10.1007/s00264-011-1299-2>
  22. Wang, D., Li, H., Zhang, W., Li, H., Xu, C., Liu, W., & Li, J. (2023). Efficacy and safety of modular versus monoblock stems in revision total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 24(1), 50. <https://doi.org/10.1186/s10195-023-00731-5>
  23. Saracco, M., Ciriello, V., Fidanza, A., & Logroscino, G. (2023). Clinical and radiological outcomes and analysis of failures of modular revisions stems at long-term follow-up: a systematic review and meta-analysis. *Annals of joint*, 9, 1. <https://doi.org/10.21037/aoj-23-32>
  24. Randelli, F., Fioruzzi, A., Barion, G., Volpe, G., & Viganò, M. (2024). Last generation fluted modular titanium stem in revision hip arthroplasty: a narrative review of mid- and long-term outcomes. *Annals of joint*, 9, 5. <https://doi.org/10.21037/aoj-23-35>
  25. Peticarini, L., Rossi, S., Fioruzzi, A., Jannelli, E., Mosconi, M., & Benazzo, F. (2021). Modular tapered conical revision stem in hip revision surgery: mid-term results. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03886-y>
  26. Willems, J., Smulders, K., Innocenti, M., Bosker, B., & Van Hellemond, G. (2022). Stay short or go long in revision THA with Paprosky type II femoral defects: A comparative study with the use of an uncemented distal fixating modular stem and a primary monobloc conical stems with 5 years follow-up. *The Journal of arthroplasty*. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2022.05.009>
  27. Ashmawy, A., Hosny, H., El-Bakoury, A., Yarlagadda, R., & Keenan, J. (2021). Mid- to long-term results of the Cone-Conical modular system in revision hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, 46, 531–539. <https://doi.org/10.1007/s00264-021-05237-5>
  28. Valtanen, R. S., Hwang, K. L., Amanatullah, D. F., Huddleston, J. I., 3<sup>rd</sup>, Maloney, W. J., & Goodman, S. B. (2023). Revision Hip Arthroplasty Using a Modular, Cementless Femoral Stem: Long-Term Follow-Up. *The Journal of arthroplasty*, 38(5), 903–908. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2022.12.018>
  29. Koutalos, A. A., Varitimidis, S., Malizos, K. N., & Karachalios, T. (2022). Clinical, functional and radiographic outcomes after revision total hip arthroplasty with tapered fluted modular or non-modular stems: a systematic review. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 32(4), 475–487. <https://doi.org/10.1177/11207000211004383>
  30. Dreyer, L., Bader, C., Flörkemeier, T., & Wagner, M. (2024). Analysis of modular taper fractures of the revision hip stem Prevision and comparison of the original and current taper design. *The Bone & Joint Journal*, 106-B(2), 151–157. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.106b2.bjj-2023-0182>

- doi.org/10.1302/0301-620X.106B2.BJJ-2023-0605.R1
31. Sukopp, M., Taylor, D., Forst, R., & Seehaus, F. (2022). Femoral Stem Fracture in Hip Revision Arthroplasty: A Systematic Literature Review of the Real-World Evidence. Bruch des femoralen Hüftschafths in der Hüftrevisionsendoprothetik – das sagt uns die Literatur zur „Real-World Evidence“. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 160(2), 160–171. <https://doi.org/10.1055/a-1348-2873>
  32. Lakstein, D., Eliaz, N., Levi, O., Backstein, D., Kosashvili, Y., Safir, O., & Gross, A. E. (2011). Fracture of cementless femoral stems at the mid-stem junction in modular revision hip arthroplasty systems. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 93(1), 57–65. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01589>
  33. Cohn, M. R., Tetreault, M. W., Li, J., Kunze, K. N., Nahhas, C. R., Michalski, J. F., Levine, B. R., & Nam, D. (2020). Is There a Benefit to Modularity for Femoral Revisions When Using a Splined, Tapered Titanium Stem? The Journal of arthroplasty, 35(6S), S278–S283. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.12.041>
  34. Morlock, M., Wu, Y., Grimberg, A., Günther, K. P., & Perka, C. (2025). Re-revision risk of modular and monobloc revision stems after revision hip arthroplasty. Bone & joint open, 6(6 Supple B), 1–6. <https://doi.org/10.1302/2633-1462.66.BJO-2024-0201.R1>
  35. Zampogna, B., Papalia, G. F., Parisi, F. R., Luciano, C., Zampoli, A., Vorini, F., Marongiu, G., Marinozzi, A., Farsetti, P., & Papalia, R. (2023). Modular versus monoblock stem in revision total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. Annals of joint, 8, 32. <https://doi.org/10.21037/aoj-23-33>
  36. DeRogatis, M., Wintermeyer, E., Sperring, T., & Issack, P. (2019). Modular Fluted Titanium Stems in Revision Hip Arthroplasty. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 101 8, 745–754. <https://doi.org/10.2106/jbjs.18.00753>
  37. Spranz, D., Skrobek, D., Randoll, J., Kinkel, S., Merle, C., Walker, T., Renkawitz, T., & Reiner, T. (2023). Femoral revision in total

Стаття надійшла до редакції 11.12.2025	Отримано після рецензування 15.03.2026	Прийнято до друку 18.03.2026
---	---	---------------------------------

## ADVANTAGES AND DISADVANTAGES OF USING MODULAR STEMS IN REVISION HIP ARTHROPLASTY

V. Filipenko, Ye. Olinkevich, S. Bondarenko, O. Marushchak, V. Tankut

✉ Volodymyr Filipenko, MD, DMSci, Prof. in Orthopaedic and Traumatology: [filipenko1957@gmail.com](mailto:filipenko1957@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0001-5698-2726>

✉ Yevhen Olinkevych, MD: [princ1206@gmail.com](mailto:princ1206@gmail.com); <https://orcid.org/0009-0000-0859-5609>

✉ Stanislav Bondarenko, MD, DMSci: [bondarenke@gmail.com](mailto:bondarenke@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0003-2463-5919>

✉ Oleksiy Marushchak, MD, PhD: [dr.marushchak@yahoo.com](mailto:dr.marushchak@yahoo.com); <https://orcid.org/0000-0002-5606-8763>

✉ Volodymyr Tankut, MD, DMSci, Prof. in Orthopaedic and Traumatology: [tankut1947@gmail.com](mailto:tankut1947@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-9901-4036>

УДК 616.728.3:616.75]:616-073.7](048.8)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026231-37>

## Кореляція між магнітно-резонансною томографією та клінічним обстеженням під час аналізу ушкоджень задньолатерального кута колінного суглоба

М. Л. Головаха <sup>1</sup>, В. Ф. Єгоров <sup>2</sup>, А. А. Безверхий <sup>1</sup>,  
Б. С. Гавриленко <sup>3</sup>, І. М. Забелін <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Запорізький державний медико-фармацевтичний університет. Україна

<sup>2</sup> Клініка «Медікум», Дніпро. Україна

An analysis of the possibilities of MRI diagnostics of posterolateral corner injuries of the knee was performed. Thirty-three patients, 5 women and 28 men with a mean age of (32.9 ± 9.8) years (range 18–59), participated in the study. MRI was performed on average (7.8 ± 3.8) months after injury, with a minimum time of three months and a maximum of 18 months. The purpose of the study was to evaluate the correlation between MRI, clinical examination and diagnostic arthroscopy in posterolateral corner injuries of the knee. A comparative analysis was performed between MRI reports, clinical examination data and diagnostic arthroscopy results for the patients who underwent reconstruction of the posterolateral corner. Thus, we assessed the effectiveness of MRI for the diagnosis of such injuries. The results of the study showed that MRI in standard sequences has a sensitivity of 100 % for anterior cruciate ligament injuries, 86.96 % for posterior cruciate ligament injuries, 57.58 % for lateral collateral ligament injuries, and 24.24 % for hamstring tendon injuries. Conclusion: Posterolateral corner injuries are difficult to visualize and interpret; therefore, MRI imaging should not be used alone for diagnosis. Lateral collateral ligament injuries are described in MRI reports in 57.5 % of cases, and hamstring tendon injuries in only 24.2 %, and these diagnostic percentages cannot be used to guide surgical treatment. Visualization of posterolateral corner damage is possible on coronary oblique views, which are not routinely performed, so clinical diagnosis may be crucial for establishing the diagnosis. Keywords. Knee, magnetic resonance imaging, clinical diagnosis, posterolateral corner, anterior cruciate

Meta. Проаналізувати кореляцію між результатами магнітно-резонансної томографії (МРТ), клінічним обстеженням і діагностичною артроскопією в разі ушкоджень задньолатерального кута (ЗЛК) колінного суглоба. Методи. Проведено порівняльний аналіз між звітами МРТ, даними клінічного обстеження та результатами діагностичної артроскопії в пацієнтів після реконструкції ЗЛК та оцінено ефективність МРТ для діагностики таких ушкоджень. У дослідженні взяли участь 33 пацієнти, 5 жінок і 28 чоловіків із середнім віком (32,9 ± 9,8) років (діапазон 18–59). МРТ виконували в середньому через (7,8 ± 3,8) міс. після травми, із мінімальним часом 3 міс. та максимальним 18. Результати. Виявлено, що МРТ у стандартних послідовностях має 100 % чутливість у разі уражень передньої схрещеної зв'язки, 86,96 — за задньої, 57,58 — за умов травм латеральної колатеральної зв'язки та 24,24 % — сухожилка підколінного м'яза. Результати нашого дослідження доводять, що, на відміну від уражень схрещених зв'язок, периферичні ураження латерального відділу рідше діагностуються за допомогою МРТ. Висновок. Ушкодження задньолатерального кута важко візуалізувати й інтерпретувати, тому МРТ-зображення не слід використовувати окремо для діагностики. Ураження латеральної колатеральної зв'язки описано в звітах МРТ у 57,5 % випадків, а сухожилка підколінного м'яза — лише в 24,2. Зазначимо, що такими відсотками діагностики не можна керуватися під час визначення показів до хірургічного лікування. Візуалізація ушкодження задньолатерального кута можлива на косих проєкціях, котрі рутинно не проводяться, тому клі-

**Ключові слова.** Коліно, магнітно-резонансна томографія, клінічна діагностика, задньолатеральний кут, передня схрещена зв'язка, задня схрещена зв'язка, латеральна колатеральна зв'язка, сухожилок

## Вступ

Травму задньолатерального кута (ЗЛК) колінного суглоба важко діагностувати [1, 2], оскільки це рідкісне й ізольоване ураження, яке зустрічається менш ніж у 2 % випадків. Більшість ушкоджень пов'язані зі складними травмами коліна, особливо передньої та задньої схрещених зв'язок [2–4].

Вивчення задньолатерального комплексу колінного суглоба набуває все більшого значення через ротаційну нестабільність, спричинену його ушкодженням, та більшу ймовірність незадовільного результату реконструкції передньої або задньої схрещених зв'язок за наявності його неповноцінності, яка часто лишається невиявленою супутньою травмою [4–10].

Специфічними тестами клінічного обстеження, описаними на сьогодні для оцінювання ураження ЗЛК, є «рекурвація та зовнішня ротація», «задньолатеральна висувна шухляда», «зворотний Pivot-Shift тест» та «Dial-test задньолатерально ротаційний (тест на циферблат)» [11–14].

Незважаючи на опис численних методик клінічного обстеження для виявлення уражень ЗЛК, за різними даними вони у 72 % випадків не виявляються під час первинного звернення, що визначає складність клінічної діагностики. Це обумовлено больовим синдромом в коліні, бо більшість ушкоджень ЗЛК виникають унаслідок високоенергетичної травми та є складовою комплексних розривів зв'язкового апарату коліна. Труднощі значно зростають якщо ушкоджені одна або обидві схрещені або медіальна колатеральна зв'язки [15].

На нашу думку, важливо використовувати додаткові тести для діагностики травм ЗЛК. У медичній літературі описано, що магнітно-резонансна томографія (МРТ) має точність до 95 % для виявлення основних ушкоджених структур ЗЛК, а саме: уражень латеральної колатеральної зв'язки, сухожилка підколінного м'яза та підколінно-малогомілкової зв'язки [16].



Рис. 1. Зріз МРТ колінного суглоба пацієнта в положенні зовнішньої ротації 15° зі зрізами коронарної косої послідовності паралельно до кута нахилу сухожилка підколінного м'яза позаду великогомілкової

У своїй роботі Yu та співавт. виявили, що для кращої візуалізації структур ЗЛК слід виконувати косий корональний розріз T2 [17]. LaPrade та співавт. у протоколі, що включає всі зрізи крізь головку малогомілкової кістки, отримали високу чутливість для уражень ЗЛК і покращили візуалізацію латеральної колатеральної зв'язки, сухожилка підколінного м'яза та підколінно-малогомілкової зв'язки в косій корональній площині. Золотим стандартом для визначення наявності або відсутності уражень ЗЛК вважають артроскопічну ідентифікацію ушкоджених структур одночасно з повторними клінічними тестами під анестезією [18, 19].

Мета: проаналізувати кореляції між МРТ, клінічним обстеженням та інтраопераційним визначенням ушкоджень структур задньолатерального кута колінного суглоба.

## Матеріал і методи

Проведено проспективне дослідження 33 пацієнтів із травмами зв'язок задньолатерального кута колінного суглоба, які проходили лікування з його хірургічною реконструкцією з лютого 2017 по серпень 2022 року.

Матеріали статті відповідають усім вимогам і положенням Гельсінської декларації про права людини, Конституції та основам законодавства України про охорону здоров'я, етичним нормам щодо проведення клінічних досліджень (протокол № 14 від 26.11.2025 комісії з біоетики Запорізького медико-фармацевтичного університету). Усі хворі надали письмову згоду на проведення обстеження та лікування.

Включено пацієнтів із травмами зв'язок, що потребували реконструкції латеральної колатеральної зв'язки та сухожилка підколінного м'яза. Виключення склали хворі зі судинними травмами або переломами кісток в зоні колінного суглоба.

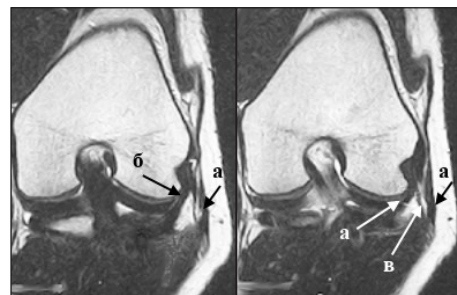


Рис. 2. Приклад МРТ-дослідження в косій коронарній послідовності, де візуалізовано: а) латеральна колатеральна зв'язка, б) сухожилок підколінного м'яза, в) підколінно-ма-

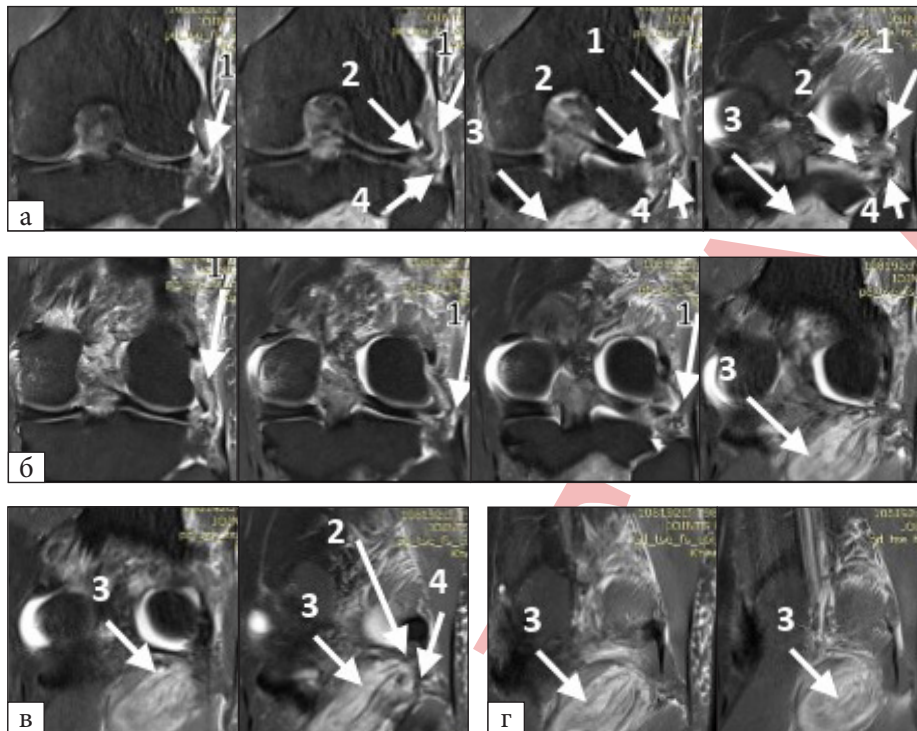


Рис. 3. Послідовність звичайних і косих коронарних зрізів пацієнта з клінічними ознаками ушкодження ЗЛК III ст. (або Фанелі С): а, в) коса коронарна проекція; б, г) коронарна проекція звичайна. 1 — ушкоджена латеральна колатеральна зв'язка; 2 — ушкоджений сухожилок підколінного м'яза; 3 — набряк підколінного м'яза; 4 — підколінно-мало-



Рис. 4. Приклад МРТ колінного суглоба пацієнта, де можна побачити лише латеральну колатеральну зв'язку (позначена стрілкою), а розташування сухожилка підколінного м'яза точно



Рис. 5. На зображеннях звичайної коронарної послідовності можна побачити латеральну колатеральну зв'язку (1) та початок

Оцінювання проводилося відповідно до послідовності, в якій вони зверталися до нашої клініки. Усім пацієнтам було проведено МРТ ураженого коліна. Це обстеження здійснювалося в різних діагностичних центрах, але завжди на сканері 1,5 або 3,0 Тл. На рис. 1 показано положення косих коронарних послідовностей, на рис. 2 — приклад візуалізації цілих структур ЗЛК у косих коронарних послідовностях, а на рис. 3 — приклад візуалізації ушкоджених структур ЗЛК у звичайних та косих коронарних проекціях.

Покази до оперативного втручання встановлювали на основі результатів клінічних тестів і магнітно-резонансних зображень, без аналізу опису звіту магнітно-резонансної томографії. Усім пацієнтам було проведено повторне клінічне обстеження під час анестезії в операційній для кращого оцінювання ушкоджених структур і підтвердження плану хірургічного втручання. Під час операції проводили артроскопічну або відкриту візуалізацію ушкоджених структур, які планували відновлювати.

За умов пластики структур ЗЛК використовували ауто трансплантат із сухожилка напівсухожилкового м'яза за LaPrade [19], але під артроскопічним контролем за оригінальною методикою [20, 21]. У разі виявлення супутніх ушкоджень передньої схрещеної зв'язки застосовували двопортальну техніку методом all-inside й оригінальний ауто трансплантат із сухожилка чотириголового м'яза з кістковим блоком [22]. Під час травм задньої схрещеної зв'язки також задіявали ауто трансплантат із сухожилка чотириголового м'яза з кістковим блоком [23]. Після операції МРТ-скани порівнювали з інтраопераційними даними та результатами клінічного обстеження під анестезією.

### Результати

У дослідженні взяли участь 33 пацієнти, 5 жінок і 28 чоловіків із середнім віком ( $32,9 \pm 9,8$ ) років (діапазон 18–59). МРТ проводили в середньому через ( $7,8 \pm 3,8$ ) міс. після травми, із мінімальним часом 3 та максимальним — 18 міс. За механізмом травми: 23 випадки були спричинені аварією на мотоциклі, 4 — автомобільними, 3 — падінням з висоти, 1 спортивна, 1 — кримі-

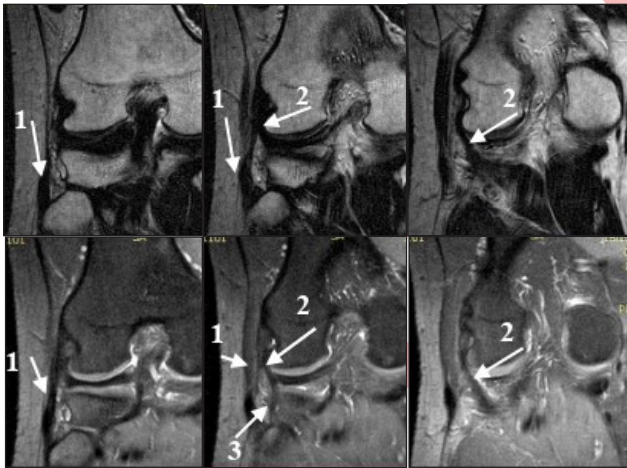


Рис. 6. Коса коронарна послідовність: зображення латеральної колатеральної зв'язки (1) та сухожилка підколінного

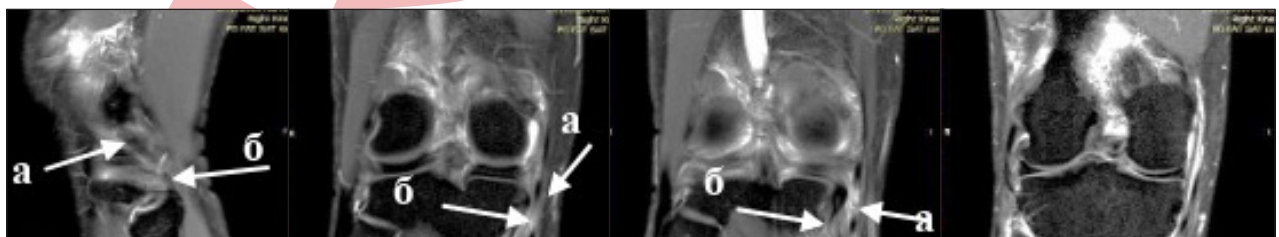


Рис. 7. МРТ-зображення звичайної коронарної послідовності лівого колінного суглоба з клінічними ознаками та підтверджен-

нальний напад та 1 — наїзд автомобіля. У всіх пацієнтів ушкодження латеральної зв'язки та сухожилка підколінного м'яза були підтверджені під час операції. Із них 11 (33,33 %) осіб мали супутню травму задньої схрещеної зв'язки, у 11 (33,33 %) випадках був супутній розрив передньої схрещеної зв'язки, у 13 (39,39 %) — діагностовано супутні травми передньої та задньої схрещених зв'язок. У жодного хворого не було ушкодження медіальної колатеральної зв'язки.

Під час перегляду звітів ми діагностували 21 травму задньої схрещеної зв'язки та 23 передньої, 19 уражень латеральної колатеральної зв'язки та 8 сухожилка підколінного м'яза. Співвідношуючи результати клінічного обстеження під анестезією й інтраопераційні дані зі звітами МРТ, ми виявили чутливість 100 % для травм передньої схрещеної зв'язки, 86,96 — для задньої, 57,58 — для уражень ЛКС і 24,24 % — сухожилка підколінного м'яза.

Візуалізація всіх структур на звичайних зрізах МРТ можлива нечасто, зазвичай одночасно сухожилок підколінного м'яза та латеральну колатеральну зв'язку не можна чітко побачити.

Частіше трапляються випадки, коли ми добре бачимо лише латеральну колатеральну зв'язку, як наведено на рис. 4. Іноді можна частково побачити також і сухожилок підколінного м'яза (рис. 5). Тоді як на косих коронарних проекціях усі структури можна побачити значно краще (рис. 6). На рис. 7 подано МРТ-скани звичайної коронарної послідовності з підтвердженими під час операції ушкодженнями ЗЛК.

### Обговорення

Заньолатеральний кут колінного суглоба утворений набором різних структур, проте в сучасній літературі чітко визначено латеральну колатеральну зв'язку, сухожилок підколінного м'яза та підколінно-малогомілку зв'язку як три основні ділянки, відповідальні за стабілізацію цієї зони [18, 19].

Клінічний діагноз уражень не завжди можна чітко поставити навіть за допомогою широкого спектра діагностичних маневрів клінічного обстеження, доступних для їхньої ідентифікації [13, 23]. Отже додаткові променеві дослідження набувають важливого значення, допомагаючи в діагностиці.

Анатомічна будова структур ЗЛК вивчена шляхом їхнього препарування, визначено розташування, місця прикріплення та розміри, а для МРТ-візуалізації сформовано протокол для оцінювання [18, 24–26].

Проте ми вважаємо, що в клінічній практиці все ще важко за результатами МРТ-дослідження зафіксувати ушкодження таких структур, навіть на сучасних сканерах. Наша робота показує усю складність діагностики в клінічній та радіологічній практиці в межах сучасної ситуації.

Підсумовуючи зазначимо, що незначна точність МРТ для визначення травм структур задньолатерального кута колінного суглоба призвела до виникнення численних проблем для її ідентифікації. Тому бажано виконувати специфічні протоколи, включаючи косі та послідовні коронарні проекції коронарної кістки з усіма розрізами, обов'язково через головку малогомілкової кістки [18, 24]. Проте на сьогодні цих протоколів не дотримуються під час рутинних досліджень травм колінного суглоба. Перевага виконання косих коронарних зрізів здебільшого застосовується для діагностування сухожилка підколінного м'яза та підколінно-малогомілкової зв'язки [18, 24].

Ще однією причиною розбіжності може бути те, що всі МРТ-зображення були виконані під час хронічної фази травми, що може знизити точність тестів. Ця ситуація не вивчалася в літературі, оскільки існуючі спостереження різні за терміном дослідження через недостатню кількість пацієнтів в однаковий термін після травми для порівняння [24, 27].

Ушкодження задньолатерального кута, якщо їх не було своєчасно діагностовано та проведено лікування, із плином часу мають прогресуюче розхитування та наслідки у вигляді вторинного артрозу та незадовільних віддалених результатів. Це докорінно відрізняється від травм медіального відділу коліного суглоба, який має кращий потенціал до загоєння за умов консервативного лікування [28, 29].

У разі гострих травм наявність рідини та набряк у зоні ушкодження, як правило, полегшує МРТ-діагностику. Результати нашого досліджен-

ня доводять, що, на відміну від уражень схрещених зв'язок, периферичні ушкодження латерального відділу рідше діагностуються за допомогою МРТ. Це може бути пов'язано з більшою кількістю структур на невеликій ділянці, а також шару, що покриває латеральну частину колінного суглоба. Серед його структур слід згадати про клубово-великогомілковий тракт, передньолатеральну зв'язку, капсулу суглоба та сухожилок двоголового м'яза, що ускладнює правильну візуалізацію латеральної колатеральної зв'язки та сухожилка підколінного м'яза [18, 24, 26].

Нарешті, відсутність комунікації між хірургом-ортопедом, який проводив та оцінював діагностичні гіпотези травм пацієнта та рентгенологом, що виконав звіт про огляд, перешкоджає цілеспрямованому обстеженню, зменшуючи шанси на правильний діагноз.

Наше дослідження має на меті продемонструвати відсутність кореляції між даними, знайденими в сучасній літературі, та клінічною практикою щодо діагностики шляхом візуалізації травм задньолатерального кута.

## Висновки

Ушкодження задньолатерального кута важко візуалізувати та інтерпретувати, тому МРТ-зображення не слід використовувати окремо для діагностики. Травми латеральної колатеральної зв'язки описано в звітах магнітно-резонансної томографії у 57,5 % випадків, а сухожилка підколінного м'яза лише в 24,2 %, і такими відсотками діагностики не можна керуватися під час визначення показів до хірургічного лікування. Візуалізація ушкодження задньолатерального кута можлива на косих проекціях, котрі рутинно не проводяться, тому клінічна діагностика може бути вирішальною для встановлення діагнозу.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Планується запропонувати алгоритм визначення показів до застосування під час МРТ косих зрізів через головку малогомілкової кістки.

Інформація про фінансування. Зовнішній фінансовий підтримки немає.

Внесок авторів. Головаха М. Л. — постановка мети й завдань дослідження, написання рукопису; Єгоров В. Ф. — аналіз первинного матеріалу; Безверхий А. А. — облік первинного матеріалу та статистичний аналіз; Гавриленко Б. С. — аналіз первинного матеріалу; Забелін І. М. — аналіз первинного матеріалу.

## Список літератури

1. Castro, M. O., Baptista, D. C., & Afonso, P. D. (2024). Demystifying the "Dark side of the knee": An update on imaging of the Posterolateral corner. *Seminars in*

- musculoskeletal radiology, 28(03), 305–317. <https://doi.org/10.1055/s-0044-1781431>
2. Şensöz, E. (2023). Could medial femoral notching be a marker in posterolateral corner injuries? *Injury*, 54(12), 111133. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2023.111133>
  3. Tang, J., & Zhao, J. (2021). Simultaneous anterior cruciate ligament, posterior cruciate ligament, Posteromedial corner, and Posterolateral corner reconstruction of the knee. *Arthroscopy techniques*, 10(12). <https://doi.org/10.1016/j.eats.2021.08.019>
  4. Kemler, B., Coladonato, C., Perez, A., Erickson, B. J., Tjoumakaris, F. P., & Freedman, K. B. (2024). Considerations for revision anterior cruciate ligament reconstruction: A review of the current literature. *Journal of orthopaedics*, 56, 57–62. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2024.05.012>
  5. Maheshwer, B., Parvaresh, K. C., Williams, B. T., Polce, E. M., Schloss, D., & Chahla, J. (2022). Posterolateral corner reconstruction. *JBJS essential surgical techniques*, 12(1). <https://doi.org/10.2106/jbjs.st.20.00047>
  6. LaPrade, R. F., Johansen, S., Agel, J., Risberg, M. A., Moksnes, H., & Engebretsen, L. (2010). Outcomes of an anatomic Posterolateral knee reconstruction. *The journal of bone and joint surgery-american volume*, 92(1), 16–22. <https://doi.org/10.2106/jbjs.i.00474>
  7. Perry, A. K., Knapik, D. M., Gursoy, S., Alter, T. D., Clapp, I. M., Verma, N. N., LaPrade, R. F., & Chahla, J. (2022). Determining the roles of the anterior cruciate ligament, Posterolateral corner, and medial collateral ligament in knee Hyperextension using the heel-height test. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 10(4). <https://doi.org/10.1177/23259671221086669>
  8. Gursoy, S., Perry, A. K., Dandu, N., Singh, H., Vadhera, A. S., Yanke, A., LaPrade, R. F., & Chahla, J. (2022). Effect of sectioning of the anterior cruciate ligament and Posterolateral structures on lateral compartment gapping: A randomized biomechanical study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 10(6). <https://doi.org/10.1177/23259671221100216>
  9. Dean, R. S., & LaPrade, R. F. (2019). ACL and Posterolateral corner injuries. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 13(1), 123–132. <https://doi.org/10.1007/s12178-019-09581-3>
  10. Bohe, O., Greve, F., Höger, S., Mehl, J., Siebenlist, S., & Willinger, L. (2024). Posteromedial corner injuries result in the same posterior translation as posterolateral corner injuries in PCL ruptures. *Journal of experimental orthopaedics*, 11(4). <https://doi.org/10.1002/jeo2.70118>
  11. LaPrade, R. F., Gerhold, C., Kunze, K. N., Geeslin, A. G., Tollefson, L. V., Dave, U., Garcia, J. R., Barenius, B., Brown, C., De Oliveira Campos, T. V., Cohen, M., Engebretsen, L., Ferrer, G., Franciozi, C. E., Fritsch, B. A., Frosch, K., Gelber, P. E., Getgood, A., Hantes, M., ... Chahla, J. (2025). A contemporary international expert consensus statement on the evaluation, diagnosis, treatment, and rehabilitation of injuries to the Posterolateral corner of the knee. *Arthroscopy*, 41(11), 4630–4640. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2025.04.055>
  12. Rakhra, K. S., Delorme, J., Sanders, B., & Liew, A. (2022). The diagnostic accuracy of MRI for evaluating the posterolateral corner in acute knee dislocation. *European radiology*, 32(10), 6752–6758. <https://doi.org/10.1007/s00330-022-08986-y>
  13. Orljanski, V., & Golovakha, M. L. (2020). Osteotomies in the knee joint. *Zaporozhye: Prosvita*.
  14. Golovakha, M. L., Orljanski, V., & Benedetto, K. P. (2017). Posterior cruciate ligament injuries. *Zaporozhye: Prosvita*.
  15. Maniar, A. R., White, A. E., Musahl, V., & Ranawat, A. (2023). Posterolateral corner of the knee: An update on current evaluation and management strategies. *Journal of the American academy of orthopaedic surgeons*, 32(1), e13–e23. <https://doi.org/10.5435/jaaos-d-23-00278>
  16. Figueroa, F., Figueroa, D., Putnis, S., Guiloff, R., Caro, P., & Espregueira-Mendes, J. (2021). Posterolateral corner knee injuries: A narrative review. *EFORT open reviews*, 6(8), 676–685. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.200096>
  17. Yu, J. S., Salonen, D. C., Hodler, J., Haghighi, P., Trudell, D., & Resnick, D. (1996). Posterolateral aspect of the knee: Improved MR imaging with a coronal oblique technique. *Radiology*, 198(1), 199–204. <https://doi.org/10.1148/radiology.198.1.8539378>
  18. LaPrade, R. F., Gilbert, T. J., Bollom, T. S., Wentorf, F., & Chaljub, G. (2000). The magnetic resonance imaging appearance of individual structures of the Posterolateral knee. *The American journal of sports medicine*, 28(2), 191–199. <https://doi.org/10.1177/03635465000280020901>
  19. LaPrade, R. F., Johansen, S., Wentorf, F. A., Engebretsen, L., Esterberg, J. L., & Tso, A. (2004). An analysis of an anatomical Posterolateral knee reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 32(6), 1405–1414. <https://doi.org/10.1177/0363546503262687>
  20. Golovakha, M., Bondarenko, S., & Orljanski, W. (2022). Results of minimally invasive knee posterolateral corner reconstruction. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, (4), 13–21. <https://doi.org/10.15674/0030-59872021413-21>
  21. Panchenko, S., Golovakha, M., Kolosov, D., Onyshchenko, S., Zub, T., & Chechel, T. (2022). Influence of the fixation point of the artificial popliteal muscle Graft on the stability of the knee joint under external rotational load. *Eastern-European journal of enterprise technologies*, 4(7 (118)), 72–78. <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2022.262498>
  22. Golovakha, M., Orljanski, W., & Benedetto, K. (2019). New grafts for anterior cruciate ligament grafting using the «all-inside» method. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (3), 49–59. <https://doi.org/10.15674/0030-59872019349-59>
  23. Golovakha, M., Didenko, I., Krasnoperov, S., & Orljanski, W. (2018). The results of treatment of combined injuries of the posterior cruciate ligament and structures of the posterior lateral corner of the knee joint. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (4), 92–101. <https://doi.org/10.15674/0030-59872018492-101>
  24. Beall, D. P., Googe, J. D., Moss, J. T., Ly, J. Q., Greer, B. J., Stapp, A. M., & Martin, H. D. (2007). Magnetic resonance imaging of the collateral ligaments and the anatomic quadrants of the knee. *Radiologic clinics of North America*, 45(6), 983–1002. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2007.08.006>
  25. LaPrade, R. F., Tso, A., & Wentorf, F. A. (2004). Force measurements on the fibular collateral ligament, Popliteofibular ligament, and popliteus tendon to applied loads. *The American journal of sports medicine*, 32(7), 1695–1701. <https://doi.org/10.1177/0363546503262694>
  26. Twaddle, B. C., Hunter, J. C., Chapman, J. R., Simonian, P. T., & Escobedo, E. M. (1996). Mri in acute knee dislocation. *The journal of bone and joint surgery. British volume*, 78-B(4), 573–579. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.78b4.0780573>
  27. Heylen, S., Braeckvelt, T., Verdonk, P., Krause, M., & Michielssen, J. (2024). Diagnosing popliteofibular ligament injuries in anterior cruciate ligament-injured knees: A prospective magnetic resonance imaging study investigating the inter- and intraobserver reliability of identification of the popliteofibular ligament. *Journal of experimental orthopaedics*, 11(3). <https://doi.org/10.1002/jeo2.12112>
  28. Lucidi, G. A., Solaro, L., Grassi, A., Alhalalmeh, M. I., Ratti, S., Manzoli, L., & Zaffagnini, S. (2024). Current trends in the medial side of the knee: Not only medial collateral ligament (MCL). *Journal of orthopaedics and traumatology*, 25(1). <https://doi.org/10.1186/s10195-024-00808-9>

29. Shultz, C. L., Poehlein, E., Morriss, N. J., Green, C. L., Hu, J., Lander, S., Amoo-Achampong, K., & Lau, B. C. (2023). Nonoperative management, repair, or reconstruction of the medial collateral ligament in combined anterior cruciate and medial collateral ligament injuries — Which is

best? A systematic review and meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 52(2), 522–534. <https://doi.org/10.1177/03635465231153157>

Стаття надійшла до редакції 20.06.2025	Отримано після рецензування 17.11.2025	Прийнято до друку 19.11.2025
---	---	---------------------------------

## CORRELATION BETWEEN MRI AND CLINICAL EXAMINATION IN THE EVALUATION OF POSTEROLATERAL CORNER INJURIES OF THE KNEE JOINT

M. L. Golovakha <sup>1</sup>, V. F. Yegorov <sup>2</sup>, A. A. Bezverkhyi <sup>1</sup>, B. S. Gavrilenko <sup>3</sup>, I. M. Zabelin <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Zaporizhzhya State Medical-Pharmaceutical University. Ukraine

<sup>2</sup> Medicum Clinic, Dnipro. Ukraine

✉ Maksym Golovakha, MD, DMSci, Prof. in Orthopaedic and Traumatology: [golovahaml@gmail.com](mailto:golovahaml@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0003-2835-9333>

✉ Vitaliy Yegorov, MD: [grvvtly@gmail.com](mailto:grvvtly@gmail.com)

✉ Andrii Bezverkhyi, MD: [andreybezverxiy19@gmail.com](mailto:andreybezverxiy19@gmail.com); <https://orcid.org/0009-0000-4858-7865>

✉ Boris Gavrilenko, MD, PhD: [borisradiol@gmail.com](mailto:borisradiol@gmail.com)

✉ Ivan Zabelin, MD, PhD: [zabelin1984@gmail.com](mailto:zabelin1984@gmail.com). <https://orcid.org/0000-0001-5198-583X>

УДК 616.728.3-009.627:616.768-007.61](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026238-44>

## Гіперплазія медіопателлярної складки колінного суглоба в пацієнтів із хронічним больовим синдромом

О. А. Костоґриз<sup>1</sup>, Я. В. Мережко<sup>1</sup>, Ю. О. Костоґриз<sup>1</sup>,  
О. М. Грабовий<sup>2</sup>, С. І. Савосько<sup>2</sup>

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

The morphology of the mediopatellar plica of the knee joint in patients with knee pain syndrome is of significant importance, as age-related changes of the plica, its hypertrophy, and trauma may increase the risk of damage to the articular cartilage of the femur and lead to chronic pain. The aim. To study the histological features of the mediopatellar plica of the knee joint in patients with pain syndrome and to identify factors influencing its morphology. Methods. A histological study of 12 mediopatellar plicae harvested from patients aged ( $42,3 \pm 9,8$ ) years (10 men and 2 women) was performed. The relative density of blood vessels, fibrous tissue, and adipose tissue within the plicae was assessed. The association between plica morphology and factors contributing to pain syndrome was analyzed. Results. Histological study demonstrated that the mediopatellar plica is composed of fibrous connective tissue, vascularized, with severe fibrosis with signs of hyalinosis observed in 41,6 % of cases. A morphological difference was identified between the paracapsular and marginal zones of the plica. The marginal zone lacked adipose tissue and consisted predominantly of dense connective tissue. Age and hyalinosis were found to be significant determinants of plica morphology, whereas trauma, type of occupation, and sex were not significant predictors of morphological changes in the mediopatellar plica. Conclusions. Dense connective tissue with features of fibrosis is more characteristic of the marginal zone of the plica, while the presence of adipose tissue beneath the synovial membrane distinguishes the paracapsular zone. Plica thickness significantly increases in the presence of hyalinosis; however, the relationship between plica morphology and clinical factors requires further investigation. Keywords. Mediopatellar plica, knee joint, chronic pain, histopathological study.

Питання морфології медіопателлярної складки колінного суглоба в пацієнтів із больовим синдромом цієї локалізації важливе, оскільки вікові зміни складки, її гіпертрофія і травмування мають ризик ушкодження суглобового хряща стегнової кістки та хронічного болю. Мета. Дослідити гістологічні особливості медіопателлярної складки колінного суглоба у хворих із больовим синдромом і чинники, які впливають на її морфологію. Методи. Проведено гістологічне дослідження 12 медіопателлярних складок пацієнтів віком ( $42,3 \pm 9,8$ ) років, 10 чоловіків та 2 жінки. Проаналізовано питому щільність судин, фіброзної і жирової тканин у складках. Досліджено зв'язок морфології складки з факторами виникнення больового синдрому. Результати. За допомогою гістологічного дослідження виявлено, що медіопателлярна складка сформована волокнистою сполучною тканиною, васкуляризована в 41,6 % випадках із вираженим фіброзом і ознаками гіалінозу. Встановлено відмінність морфології складки між паракапсулярною та крайовою зоною, де остання позбавлена жирової тканини і містить здебільшого лише щільну сполучну тканину. Доведено, що вік і гіаліноз є достовірними чинниками, які визначають морфологію складки, тоді як травма, тип роботи та стать не були достовірними предикторами її змін. Висновки. Щільна сполучна тканина з ознаками фіброзу більш характерна для крайової зони складки, тоді як відмінністю паракапсулярної є жирова тканина під синовіальною мембраною. Товщина складки достовірно зростає через

**Ключові слова.** Медіопателлярна складка, колінний суглоб, хронічний біль, патогістологічне

## Вступ

Хронічний біль у колінному суглобі є однією з провідних причин тривалої втрати працездатності й обмеження фізичної активності в пацієнтів різних вікових груп. Незважаючи на значний прогрес у розвитку артроскопії та лікуванні хронічного болю колінного суглоба, патогенетичні механізми болю в значній частині пацієнтів залишаються остаточно невстановленими [1, 2].

Особливе місце у виникненні болю відводять синовіальним складкам колінного суглоба, передусім медіопателлярній (МПС) та супрапателлярній (СПС) [3, 4]. Тривалий час ці анатомічні утворення розглядалися як ембріональні рудименти, клінічне значення яких вважалося мінімальним. Проте сучасні можливості артроскопії дозволили встановити, що патологічно змінені синовіальні складки можуть бути самостійним джерелом хронічного больового синдрому через контакт і ушкодження суглобового хряща [5]. Водночас результати наявних досліджень щодо взаємозв'язку морфологічних змін складок із клінічними проявами є суперечливими, що вказує на неповноту сучасних уявлень про їхню патофізіологічну роль [6].

Аналіз наукової літератури показує, що більшість робіт описує анатомічні варіанти синовіальних складок, їхній контакт із медіальним виростком стегнової кістки, артроскопію та її хірургічне висічення, а от патоморфологічні особливості досліджені в поодиноких повідомленнях і мають переважно описовий характер [7–9]. Невивченими залишаються топографія і ступінь як фіброзних і вікових змін, так і в разі ушкодження колінного суглоба, за різних видів фізичного навантаження, зокрема обсягу і ступеня тяжкості праці.

Раніше вважалося [10], що виникнення болю в колінному суглобі має зв'язок зі змінами МПС. Далі за рівнем значущості розглядали СПС. На відміну від перших двох, зміни інфрапателлярної та латеральної складок нібито ніколи не стають причиною болю. Проте механізм розвитку болю все ще залишається не зовсім зрозумілий і тому дослідження зв'язку між змінами МПС і чинниками виникнення больового синдрому колінного суглоба продовжуються.

Мета: вивчити гістологічні особливості медіопателлярної складки колінного суглоба у хворих із больовим синдромом і чинники, які впливають на її морфологію.

## Матеріал і методи

Дослідження схвалене комітетом із біоетики (протокол № 3 від 20.04.2026 р.) ДУ «Національний інститут травматології та ортопедії НАМН України» відповідно до правки ICH GCP, Гельсінської декларації прав людини та біомедицини, а також чинного законодавства України. Усі залучені пацієнти були ознайомлені з планом та умовами проведення роботи, надали письмову згоду.

Проаналізовано 12 зразків МПС колінного суглоба, які були висічені під час артроскопії в пацієнтів із хронічним больовим синдромом колінного суглоба. Їхній середній вік ( $42,3 \pm 9,8$ ) років, 10 чоловіків та 2 жінки. В анамнезі 9 хворих зазначили наявність побутової або спортивної травми колінного суглоба. Матеріал фіксували в 10 % розчині формаліну, ущільнювали в парафіні, мікропрепарати забарвлювали гематоксиліном та еозином, пікро-сіріус червоною (PSR) кислотою та гематоксиліном Вейгерта. Гістологічні препарати досліджували під світловим мікроскопом Olympus BX51, а зображення знімали за допомогою цифрової камери Olympus C3040ZOOM із програмним забезпеченням Olympus DP-Soft 3.2. Для оцінювання питомої кількості тканинних елементів у зразках складок фотографували всю площу мікропрепарата. За допомогою програмного забезпечення ImageJ 1.46 image analysis system створювали маску зображень для чотирьох гістологічно відмінних ділянок: 1) зона в якій домінували фіброз (щільні пучки колагену, малоклітинні або безклітинні), у тому числі з ознаками гіалінозу (безклітинні ділянки зі слабким забарвленням); 2) зони з пучками оксифільних колагенових волокон різної товщини, подібні до умовно незміненої сполучної тканини; 3) із новоутвореними тонкостінними кровоносними судинами (ангіогенезом); 4) скупчення адипоцитів. Визначали площу кожної ділянки на мікрофотографіях зразка МПС у пікселях і визначали відносну частку зазначених вище ділянок у відсотках (%) на площу мікропрепарата складки (питома щільність, %).

Статистичну обробку даних проведено за допомогою програмного забезпечення StatPlus software (version 7.0). Дані подано у вигляді медіани, верхнього та нижнього квартилів (Me[Q1;Q3]). Нормальність розподілу показників визначали за допомогою тесту Шапіро-Уїлка, різницю між ділянками складок оцінювали за критерієм Манна-Уїтні. Зв'язок між структурними елементами

складки досліджували методом непараметричної кореляції Спірмена, залежність структури складки від таких чинників, як стать, вік, вид роботи і травми колінного суглоба аналізували на моделі лінійної, логістичної або біноміальної регресії.  $p \leq 0,05$  вважали статистично значущим.

### Результати

За результатами гістологічних досліджень структурні елементи МПС (товщина 2,7 (1,7;2,9) мм) були неоднорідними і характеризувалися значною морфологічною варіабельністю, її характеристики: фіброзна основа з щільними хвилястими пучками колагенових волокон, а поверх-

ня складки покрита синовіальними клітинами. Відмічено дві зони — крайова (у просвіт порожнини суглоба) і паракапсулярна. Перша виявилася більш варіабельною за паракапсулярну: у одних ділянках синовіальні клітини формували тонкий шар, а в інших — мала місце гіперплазія, ознаки продуктивного запалення (рис. 1, 2).

У зразках з ознаками ушкодження зв'язки (гіпотетично через травму) відмічена активна регенерація з новоутворенням сполучної тканини та судин, констатовано локальну запальну інфільтрацію. У фіброзній основі виявлялися майже безклітинні ділянки з високою щільністю пучків колагенових волокон або навіть гомогенні

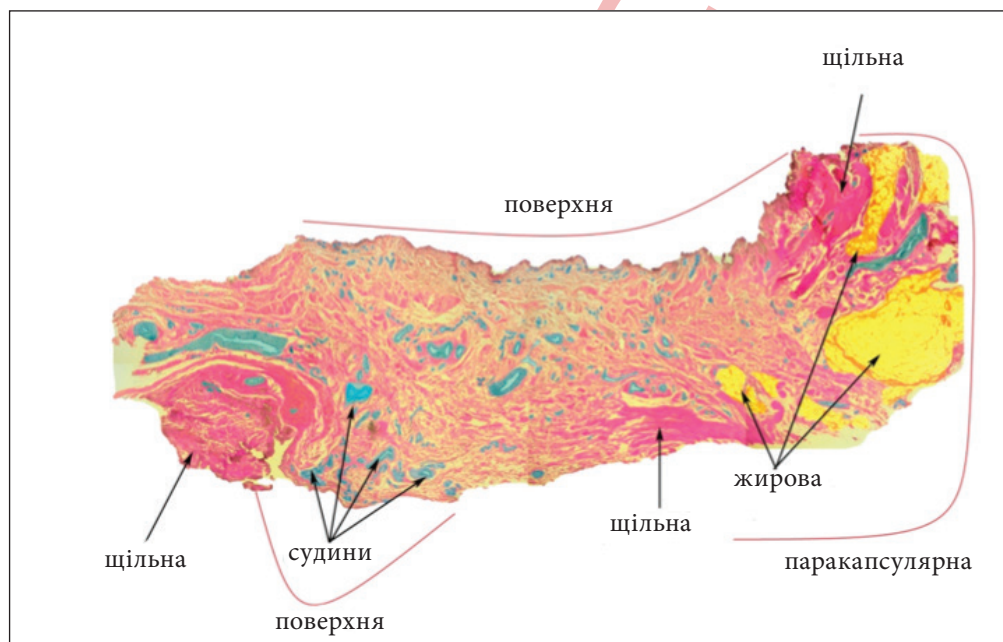


Рис. 1. Схематичне зображення структурних елементів МПС на основі гістологічного мікропрепарата: жовтий — жирова

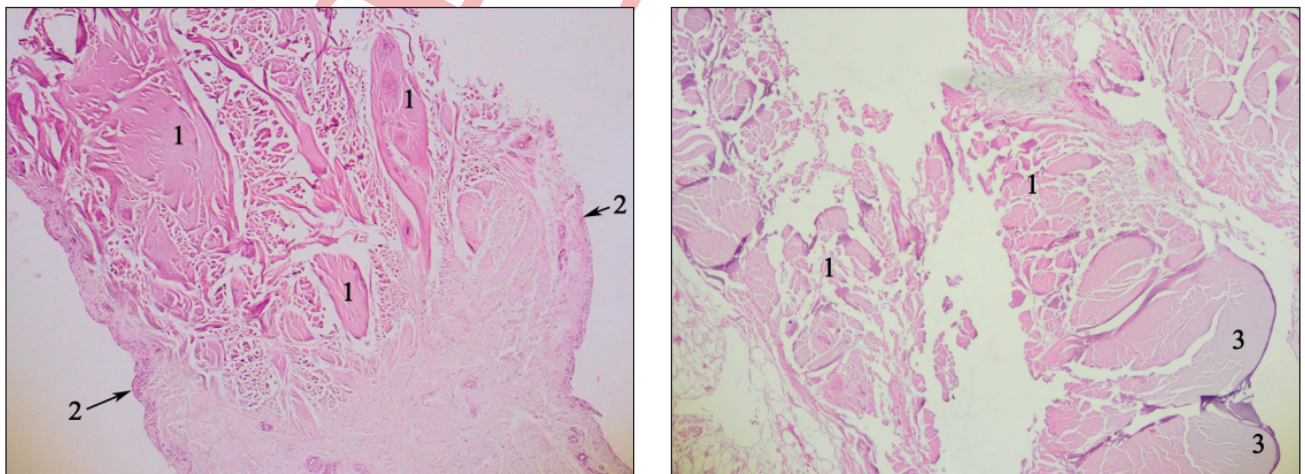


Рис. 2. Медіопателлярна складка синовіальної оболонки колінного суглоба: 1 — ділянка фіброзу; 2 — синовіальна оболонка;

оксифільні маси, подібні до гіалінозу. У зразках з ознаками гіалінозу (n = 5; 41,6 %) товщина складки була достовірно більшою ( $\beta = 1,67$ ; SE = 0,62; p = 0,02). Водночас такі фактори як травма, вид роботи та стать у досліджуваній категорії хворих не були достовірними предикторами виявлених змін складки (табл. 1).

Проведено статистичний аналіз питомої щільності тканинних елементів МПС. У складках виділено основні чотири тканинні елементи — судини; осередки жирової тканини; сполучна тканина різної щільності без ознак фіброзу або з високим вмістом пучків колагенових волокон, малоклітинна з ознаками фіброзу (або безклітинна, гомогенна з ознаками гіалінозу) (табл. 2).

Загалом сполучна тканина складала близько 91,4 (80,9;95,1) % досліджених зразків.

Незважаючи на виражену варіабельність морфології досліджених складок, спільним було те, що крайова та паракапсулярна зони відрізнялися за співвідношенням фіброзної сполучної тканини: крайова майже у 1,7 рази (p < 0,001) містила більше фіброзної тканини, у паракапсулярній виявлено ділянки жирової, що пояснюється зв'язком з капсулою суглоба і є відмінністю. Питома щільність незміненої сполучної тканини та судин між двома зонами складки не відрізнялися. Варіабельність морфології обох зон пояснюється локальними особливостями розподілу тканин, що знайшло відображення в кореляційному

Таблиця 1

Залежність фіброзних змін МПС від соціальних факторів пацієнтів

Чинник моделі регресії		Показник регресії		
незалежний	залежний	$\beta$	SE	p-значення

Таблиця 2

Результати аналізу відмінності розподілу тканинних елементів

Зона складки	Тканинні елементи у складці, %			
	сполучна тканина		судина	жирова тканина
	ознаки фіброзу і гіалінозу	без ознак фіброзу		
Уся складка	56,4 (37,3;64,2)	32,6 (24,5;42,2)	4,29 (2,95;5,22)	0[0;8,6] ; 11,8(6,3;20,8)*
Паракапсулярна	37,3 (22,4;46,8)	36,4 (27,9;43,8)	4,2 (3,3;5,0)	12,2 (3,1;37,8)
Крайова	62,7 (51,0;72,6)	31,8 (23,1;37,2)	4,3 (2,7;5,6)	0,0 (0;0,29)

Таблиця 3

Кореляція між тканинними утвореннями в МПС колінного суглоба

Зона складки	Тканинні елементи в складці, %			
	сполучна тканина		судина	жирова тканина
	ознаки фіброзу і гіалінозу	без ознак фіброзу		
Сполучна тканина (фіброз)	-0,65 (0,02)*	—	—	—
Судини	-0,291 (0,35)*	0,17 (0,60)*	—	—
Жирова тканина	-0,75 (< 0,001)*	0,25 (0,44)*	-0,10 (0,75)*	—

Таблиця 4

## Залежність гістологічних характеристик МПС від соціальних факторів пацієнтів

Чинник моделі регресії		Показник регресії		
незалежний	залежний	$\beta$	SE	p-значення
Стать (чоловік) *	товщина складки	1,51	0,96	0,15
	зона фіброзу, %	-13,7	11,03	0,24
	зона без фіброзу, %	5,10	6,23	0,43
	судини, %	2,11	1,47	0,18
	жирова тканина, %	5,76	9,12	0,54
Вік *	товщина складки	-0,01	0,04	0,86
	зона фіброзу, %	-0,66	0,42	0,15
	зона без фіброзу, %	0,53	0,19	0,02
	судини, %	0,12	0,05	0,03
	жирова тканина, %	-0,09	0,37	0,80
Травма (є/немає) **	товщина складки	-158,6	$1,9 \cdot 10^5$	0,99
	зона фіброзу, %	383,5	$3,8 \cdot 10^5$	0,99
	зона без фіброзу, %	456,2	$4,6 \cdot 10^5$	0,99
	судини, %	284,3	$2,3 \cdot 10^5$	0,99
	жирова тканина, %	409,2	$3,7 \cdot 10^5$	0,99

Примітки: \* — лінійна регресія; \*\* — логістична регресія.

аналізі (табл. 3). Висока позитивна залежність за критерієм Спірмена була виявлена між питомою щільністю судин у складці та її товщиною.

Розглянуто гіпотезу зв'язку морфології медіо-пателлярної складки з клінічними даними пацієнтів — вік, стать, травма, вид роботи. Критерій Спірмена показав залежність щільності судин у складці від віку ( $\rho = 0,57$ ;  $p = 0,05$ ), як і модель лінійної регресії  $\beta = 0,12$ ;  $p = 0,03$  (табл. 4). Достовірною виявилася асоціація між віком і вмістом сполучної тканин умовно без ознак ремоделювання та фіброзу.

На жаль, невелика кількість вивчених зразків, їхня морфологічна варіабельність і висока дисперсія вимірюваних елементів складок є обмеженням цього дослідження, це відобразилося в квазісепарації незалежної змінної в побудові моделі логістичної регресії, тому аналіз залежностей змін гіпертрофованих складок від клінічно-побутових факторів потребує подальшого вивчення на більшій кількості спостережень.

## Обговорення

На основі результатів дослідження МПС у пацієнтів із хронічним болем виявлено морфологічну неоднорідність складки, що дозволило провести зональну диференціацію для комплексного морфометричного оцінювання структури складки. Виявлено, що крайова зона МПС (із боку порожнини суглоба) містить більше фіброзної тканини, що ймовірно залежить від активних регенеративних процесів. У цьому дослідженні не виявлено достовірної залежності патологічної трансформації МПС від фактора травмування, хоча роль такого чинника все ж не слід виключати. Натомість патологічне потовщення МПС очевидно мало залежність від ступеня гіалінозу фіброзної основи та віку пацієнтів. Виявлений чинник віку узгоджується з уже відомими даними щодо вікової гіпертрофії синовіальних складок [12], але його не слід розглядати як самостійний предиктор гіпертрофії складок. Власні результати вказують на те, що стан МПС також не визначається фактором травматизації колінного суглоба, тяжкості професійної або фізичної робо-

ти або статі пацієнтів. Ймовірно стан синовіальних складок колінного суглоба характеризується мультифакторним впливом більш ніж одного чинника. Тому зв'язок больового синдрому з патологічними змінами МПС потребує подальших досліджень із збільшенням числа спостережень і виявленням нервових елементів у синовіальних складках колінного суглоба.

Із літературних джерел відомо, що виникнення больового синдрому пов'язано з морфологією лише кількох типів МПС [11]. Так, тип А (тонкий синовіальний виступ) і В (більш помітна тонка складка) не впливають на медіальний виросток стегнової кістки і не розглядаються як предиктори болю. Типи складки, що покривають медіальний виросток стегнової кістки (нефенестрований тип С і фенестрований D), є причиною болю, оскільки з віком вони стають твердими та потовщеними, можуть призвести до затискання між колінною чашечкою та медіальним виростком стегнової кістки. При цьому складки типу D мають більшу клінічну значущість і частіше викликають больові симптоми порівняно з С. Із віком морфологія складки змінюється, незалежно від наявності травми, її еластичність знижується, а напружений стан і механічний тиск на медіальний виросток стегнової кістки або медіальну суглобову поверхню колінної чашечки призводять до появи болю [12]. У власному дослідженні також встановлено деякі вікові зміни, зокрема збільшення товщини МПС, при цьому зростала і їхня мікроангіогенезація. За іншими даними неангіогенез виявляли на тлі фіброзу і запалення [7], а гіпертрофовані складки частково перетворювалися на гіаліноподібну тканину, і навіть зазнавали кальцифікації [3, 4]. Деякі з цих змін було виявлено в досліджуваних нами МПС і доведено збільшення товщини крайової зони складки через гіаліноз і виражене ремоделювання фіброзної основи. У описаних зразках МПС ознак кальцифікації не зафіксовано. Недоліком роботи є те, що не було враховано морфологічний тип досліджуваних складок, оскільки морфологія фенестрованої та нефенестрованої складки ймовірно може мати деякі структурні відмінності.

У літературних джерелах зазначається, що постійний контакт складки з суглобовим хрящем може викликати хондромаліцію і ерозію хряща [13, 14]. У власному дослідженні цей аспект залишився без уваги і буде аналізуватися в наступних роботах, оскільки вивчення цієї залежності є перспективним і важливим для з'ясування причин розвитку больового синдрому. Виник-

нення болю на тлі гіпертрофії СПС або МПС не можна пояснювати лише біомеханічним чинником впливу складки на суглобову поверхню. Незважаючи на те, що причини болю залишилися остаточно не з'ясованими, виявлені морфологічні характеристики патологічної трансформації МПС дозволяють більше дізнатися про гіпертрофію складки з урахуванням вікових змін. Тому дослідження морфології синовіальних складок колінного суглоба в пацієнтів із больовим синдромом має суттєве теоретичне та практичне значення для ортопедії і травматології.

## Висновки

У пацієнтів із хронічним болем у структурі МПС виявляється фіброзна основа, яка вкрита синовіальним шаром і характеризується зональною неоднорідністю.

Існує вірогідна залежність змін товщини МПС від віку ремоделювання тканинних елементів (гіалінозу, регенерації та мікроангіогенезації фіброзної основи). Це вказує на те, що втрата еластичності та потовщення складки є ключовими морфологічними ознаками її патологічної трансформації.

Не виявлено статистичної залежності між морфологією МПС і факторами травми, статі чи характеру фізичної праці. Це свідчить про те, що патологічне переродження синовіальних складок, ймовірно, має мультифакторну природу і потребує подальшого вивчення на більших клінічних групах.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Перспективи подальших досліджень включають вивчення змін супрапателлярної й інфрапателлярної складок, виявлення залежності змін суглобового хряща від стану гіпертрофованих складок і вивчення патофізіологічних основ виникнення больового синдрому на тлі гіпертрофії синовіальних складок колінного суглоба.

Інформація про фінансування. Автори заявляють про відсутність фінансової зацікавленості під час підготовки цієї статті. Це дослідження не отримало зовнішнього фінансування.

Внесок авторів. Костогриз О. А. — концепція дослідження, наукове керівництво, корекція дизайну дослідження, критичне редагування, узагальнення висновків; Мережко Я. В. — концепція дослідження, збір матеріалів дослідження, написання основного тексту статті; Грабовий О. М. — гістологічні дослідження, інтерпретація результатів; Савосько С. І. — гістологічні дослідження, статистичний аналіз.

## Список літератури

1. Schindler, O. S. (2014). 'The sneaky plica' revisited: Morphology, pathophysiology and treatment of synovial plicae of the knee. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 22(2), 247–262.

- <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2368-4>
- Sauer, S., Karlsen, G., Miller, L., & Storm, J. O. (2022). Medial Plica Syndrome of the Knee: Arthroscopic Plica Resection versus Structured Physiotherapy-A Randomized Controlled Trial. *Surgery journal* (New York, N.Y.), 8(3), e249–e256. <https://doi.org/10.1055/s-0042-1756183>
  - Vasiliadis, A. V., Koukoulas, N. E., Dimitriadis, T., & Totlis, T. (2024). Hypertrophied medial parapatellar plica: a case of a medial plica anatomical variation with insertion to the inter-menisal ligament in an adolescent athlete treated arthroscopically. *Surgical and radiologic anatomy: SRA*, 46(4), 407–412. <https://doi.org/10.1007/s00276-024-03338-5>
  - Kim, S. J., Koh, Y. G., & Kim, Y. S. (2021). An acquired plica-induced notch in the medial femoral condyle in a patient with medial patellar plica syndrome: a case report. *BMC musculoskeletal disorders*, 22(1), 301. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04183-y>
  - Kosaka, M., Nakase, J., Kitaoka, K., & Tsuchiya, H. (2019). Arthroscopic treatment of symptomatic lateral synovial plica of the knee. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)*, 27(1), 2309499019834496. <https://doi.org/10.1177/2309499019834496>
  - Faber, S., Winkler, P. W., Henkelmann, R., Diermeier, T., Petersen, W., Balke, M., Metzloff, S., Colcuc, S., Zimmermann, G., Roessler, P. P., & Niethammer, T. R. (2025). Treatment of a medial plica in the knee among German knee surgeons — The Plica Survey. *Asia-Pacific journal of sports medicine, arthroscopy, rehabilitation and technology*, 40, 18–22. <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2025.01.003>
  - Gryckiewicz, S., Paczesny, Ł., Brożyna, A., Zabrzynski, J., Gryckiewicz, A., Paradowska, Z., & Libura, M. (2025). The medial plica syndrome of the knee — Narrative review of the literature. *Translational research in anatomy*, 39, 100386. <https://doi.org/10.1016/j.tria.2025.100386>
  - Geraghty, R. M., & Spear, M. (2017). Evidence for plical support of the patella. *Journal of anatomy*, 231(5), 698–707. <https://doi.org/10.1111/joa.12662>
  - Paczesny, L., Zabrzynski, J., Kentzer, R., Gryckiewicz, S., Lewandowski, B., Szwedowski, D., & Kruczyński, J. (2021). A 10-Year Follow-up on Arthroscopic Medial Plica Syndrome Treatments with Special Reference to Related Cartilage Injuries. *Cartilage*, 13(1\_suppl), 974S–983S. <https://doi.org/10.1177/1947603519892310>
  - Farkas, C., Hargitai, Z., Gáspár, L., Kuki, A., Csernátóy, Z., & Szepesi, K. (2004). Histological changes in the symptomatic mediopatellar plica. *The Knee*, 11(2), 103–108. [https://doi.org/10.1016/S0968-0160\(02\)00143-6](https://doi.org/10.1016/S0968-0160(02)00143-6)
  - Ravikanth, R., Pilar, A., & Majumdar, P. (2019). Magnetic resonance assessment of medial plica syndrome of knee from child to adult with arthroscopic correlation: A single center experience and literature review. *Tzu Chi medical journal*, 32(4), 351–356. [https://doi.org/10.4103/tcmj.tcmj\\_150\\_19](https://doi.org/10.4103/tcmj.tcmj_150_19)
  - Grevenstein, D., Mamilos, A., Schmitt, V. H., Babel, M., Rupp, M., Winter, L., & Brochhausen, C. (2025). The plica syndrome in the knee - A histopathological pilot study. *Pathology, research and practice*, 273, 156152. <https://doi.org/10.1016/j.prp.2025.156152>
  - Lyu S. R. (2007). Relationship of medial plica and medial femoral condyle during flexion. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(9), 1013–1016. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.001>
  - Shimasaki, K., Yoshioka, T., Kanamori, A., & Yamazaki, M. (2021). Bilateral Symptomatic Mucoïd Degeneration of the Anterior Cruciate Ligament with Anterior Knee Pain but No Limited Knee Flexion. *Case reports in orthopedics*, 2021, 5879121. <https://doi.org/10.1155/2021/5879121>

Стаття надійшла до редакції 14.04.2026	Отримано після рецензування 24.05.2026	Прийнято до друку 25.05.2026
---	---	---------------------------------

## HYPERPLASIA OF THE MEDIOPATELLAR PLICA OF THE KNEE JOINT IN PATIENTS WITH CHRONIC PAIN SYNDROME

O. A. Kostogryz<sup>1</sup>, Ya. V. Merezko<sup>1</sup>, Iu. O. Kostogryz<sup>1</sup>, O. M. Grabovoy<sup>2</sup>, S. I. Savosko<sup>2</sup>

<sup>1</sup> SI «Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv

✉ Oleh Kostogryz: [arztkostogryz@ukr.net](mailto:arztkostogryz@ukr.net); <https://orcid.org/0000-0002-9533-9247>

✉ Yaroslav Merezko: [mer.yarik009@gmail.com](mailto:mer.yarik009@gmail.com); <https://orcid.org/0009-0004-8199-9457>

✉ Iurii Kostogryz: [arzt@i.ua](mailto:arzt@i.ua); <https://orcid.org/0000-0001-7187-298X>

✉ Olexandr Grabovoy: [angrabovoy@gmail.com](mailto:angrabovoy@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0001-5705-9909>

✉ Serhii Savosko: [savosko\\_s@ukr.net](mailto:savosko_s@ukr.net); <https://orcid.org/0000-0001-5145-2195>

УДК 616.728.3:616.8-009.12]:616.831-053.2](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026245-55>

## Згинальні контрактури колінних суглобів у дітей хворих на ДЦП: патогенез, клінічні прояви, анатомічні, морфологічні зміни в кістках, м'язах та інтраартикулярних структурах

О. А. Данилов<sup>1</sup>, О. В. Шульга<sup>2</sup>, В. В. Горелік<sup>3</sup><sup>1</sup> ДУ «Всеукраїнський центр материнства та дитинства НАМН України», Київ<sup>2</sup> Білоцерківський центр комплексної реабілітації для осіб з інвалідністю «Шанс». Україна

The main causes of knee contractures are the dominance of the hamstring muscles, particularly the biceps femoris, as well as associated hip joint contractures, which are combined with torsional deformities of the lower limb bones. Femoral deformity involves anteversion of its proximal epimetaphysis, which arose during ontogenesis and due to the action of external rotators, as well as internal rotation resulting from spasticity of the hip adductor muscles. Pathological external torsion of the tibia is a consequence of a compensatory mechanism aimed at restoring the axis of the lower limb, overcoming spasticity of the biceps femoris muscle, and retraction of the anterior cruciate ligament. Objective. To investigate the pathogenesis of flexion contractures of the knee joints, as well as associated anatomical and structural changes in the bones and primary and secondary stabilizers in children with cerebral palsy. Methods. The analyzed data were obtained during the treatment of 40 patients with cerebral palsy, spastic diplegia, and tetraparesis. In all cases, hip joint contractures were noted, and in most patients, knee joint contractures and foot deformities were observed. Clinical and instrumental diagnostic methods were used. Results. The causes of flexion contractures of the knee joints were studied, theoretically substantiated, and investigated. A direct correlation was established between the degree of contracture and degenerative-dystrophic changes in the intra-articular tissues of the joint, as well as between the degree of torsional deformity of the lower limb bones. Conclusions. The pathogenesis of knee joint contractures is multifactorial in nature and depends on structural changes in the bones of the lower extremities and in the primary and secondary stabilizers of the knee joint, which influences the clinical course of the disease and the future choice of treatment strategy. Key words. Children, cerebral palsy, joint contractures, torsional bone deformities, degenerative-dystrophic

Основними причинами контрактур колінних суглобів є домінування м'язів hamstring-групи, і особливо — двоголового м'яза стегна, а також наявність супутніх контрактур кульшового суглоба, які поєднуються з торсійними деформаціями кісток нижніх кінцівок. Деформація стегна включає антеверсію його проксимального епіметафізу, який виник у процесі онтогенезу та дії зовнішніх ротаторів, а також внутрішнього повороту внаслідок спастичності привідних м'язів стегна. Патологічна зовнішня торсія великогомілкової кістки є наслідком компенсаторного механізму, який спрямований на відновлення осі нижньої кінцівки, подолання спастичності двоголового м'яза стегна та ретракцію передньої схрещеної зв'язки. Мета. Вивчити патогенез згинальних контрактур колінних суглобів, супутніх анатомічних і структурних змін у кістках, первинних та вторинних стабілізаторах у дітей, хворих на ДЦП. Методи. Проаналізовано показники, отримані під час лікування 40 пацієнтів, хворих на ДЦП, зі спастичною диплегією та тетрапарезом. У всіх випадках відзначались контрактури кульшових суглобів та у більшості дітей — контрактури колінних суглобів і деформації стоп. Застосовувалися клінічні й інструментальні методики діагностики. Результати. Вивчені, теоретично обґрунтовані та досліджені причини виникнення згинальних контрактур колінних суглобів. Встановлено пряму залежність між ступенем контрактури та дегенеративно-дистрофічними змінами в інтраартикулярних структурах суглоба, а також — між ступенем торсійної деформації кісток нижньої кінцівки. Висновки. Механогенез контрактури колінного суглоба має мультифакторну природу виникнення та залежить від структурних змін у кістках нижніх кінцівок, первинних і вторинних стабілізаторах колінного

Ключові слова. Діти, церебральний параліч, контрактури суглобів, торсійні деформації кісток, дегене-

## Вступ

Згинальні контрактури колінного суглоба спостерігаються у 47–53 % пацієнтів із ДЦП та є невід'ємною складовою патологічного процесу [1–4]. Основною причиною деформації більшість авторів вважають м'язовий дисбаланс унаслідок порушення реципрокної інервації та патологічного ефекту ко-контракції [5, 6]. У цих умовах виникає перевага м'язів hamstring-групи над чотириголовим м'язом, а також аддукторів над абдукторами стегна [7]. Але досі недостатньо вивчений міофасціальний зв'язок між цими групами в процесі формування контрактури колінного суглоба.

Стабільність цього суглоба залежить від взаємодії первинних і вторинних стабілізаторів: м'язів і зв'язкової системи [8]. Але зміна позиції суглоба порушує біомеханіку ходи та поставу. Змінюється навантаження на виростки стегна, великогомілку кістку й інтраартикулярні структури. Тому механізм патологічних змін у цих зонах у дітей, хворих на ДЦП, відрізняється від травматичних ушкоджень, які виникають унаслідок прикладання великої кількості кінетичної енергії за короткий проміжок часу [9–13]. За згинальних контрактур, обумовлених м'язовим дисбалансом, дегенеративно-дистрофічними зміни в м'язах, фронтальних і медіальних колінних комплексах залежать від ступеня спастичності й тривалості патологічного процесу, що формується поступово.

Цілком справедливим є твердження, що контрактури кульшових і колінних суглобів супроводжуються приведенням стегна, вальгусним відхиленням і зовнішньою ротацією гомілки [6, 14]. Проте питання впливу супутніх деформацій, дегенеративно-дистрофічних змін у м'язах і зв'язковій системі на формування контрактур має дискусійний характер. Слід зауважити, що автори визначають головною причиною формування згинальної контрактури м'язовий дисбаланс. Але вони не враховують зміни у зв'язковій системі, а також — порівняльну масу м'язів-агоністів та антагоністів, величину їх плеча сили і напрямку вектора дії.

За результатами останніх досліджень, однією з причин виникнення згинальних контрактур колінних суглобів є больовий синдром [15]. Але на сьогодні недостатньо вивчена його залежність від ступеня контрактури та змін у первинних і вторинних стабілізаторах колінного суглоба.

Одним із компонентів процесу розвитку згинальних контрактур колінних суглобів є внутрішня торсія дистального відділу стегна та компенсаторна зовнішня торсія великогомілкової кістки, які порушують анатомічну вісь кінцівки й конгруентність суглобових поверхонь. Це обумовлює патологічне коло у формуванні обмеження рухливості суглоба [16, 17]. Тому за умов адекватного лікування контрактури колінного суглоба деякі автори вважають необхідною корекцію торсійних деформацій кісток [18]. У той самий час механізм формування торсії залишається дискусійною проблемою, що породжує різні підходи у визначенні показів і методів її лікування.

Таким чином, потребують подальшого вивчення механізми формування згинальних контрактур колінних суглобів, структурні зміни у м'язах й інтраартикулярній тканині, торсійних деформацій кісток нижніх кінцівок.

Мета: вивчити патогенез згинальних контрактур колінних суглобів, супутніх анатомічних і структурних змін у кістках, первинних та вторинних стабілізаторах у дітей, хворих на ДЦП.

## Матеріал і методи

Проаналізовано показники, отримані під час лікування 40 пацієнтів, хворих на ДЦП, зі спастичною диплегією та тетрапарезом. У всіх випадках відзначались контрактури кульшових суглобів та у більшості хворих — обмеження рухливості колінних суглобів і деформації стоп.

Роботу проводили відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження був схвалений локальною етичною комісією ДУ «Всеукраїнський центр материнства та дитинства НАМН України» (протокол № 12 від 27.03.2026 р.), а також отримано інформовану згоду від усіх пацієнтів.

Хворих розподілили на три групи залежно від порушення м'язового тону: 1 група — 14 дітей віком 4–7 років із рефлекторним тонічним напруженням; 2 — 13 пацієнтів віком 8–12 років зі спастичністю, 3 група — 13 осіб віком 13–17 років із ригідністю.

Оцінювання больового синдрому проводилося з урахуванням етіологічних причин виникнення (міофасціальний, нейрогенний, артралгічний) за цифровою оціночною шкалою (NRS).

Залежно від обсягу рухів у колінних суглобах визначено 4 ступеня контрактур (табл. 1).

Проводили аналіз кута антеверсії шийки стегнової кістки [14]. Кут зовнішньої торсії ве-

ликогомількової кістки розраховували на рентгенограмах за розробленою методикою [18]. На фронтальних панорамних рентгенограмах нижніх кінцівок здійснювали аналіз анатомічної осі.

Вивчали розкладання сил, які діють на інтраартикулярні структури колінного суглоба, аддуктори та м'язи hamstring-групи стегна у фронтальній та сагітальній площинах.

За допомогою ультразвукового дослідження (УЗД) оцінювали ступінь структурних змін у м'язах, інтраартикулярних тканинах, а також — поперековий розмір м'язів у середній третині стегна.

Для вивчення змін м'язової маси в дітей, хворих на ДЦП, нами розроблено індекс м'язової маси, який розраховується за формулою:

$$IMM = (ППМ + ППФ),$$

де ДМ — довжина м'яза, ППМ — площа перетину м'яза, ППФ — площа перетину фасції. Зменшення індексу м'язової маси свідчить про зростання поперечного перетину [11].

До дослідження включені пацієнти, хворі на ДЦП, із контрактурами колінних суглобів. Виключено дітей без неврологічної патології, із контрактурами посттравматичного та вродженого генезу.

## Результати

Обґрунтування механізму формування контрактури колінного суглоба

Ми розглядали колінний суглоб як стабілізаційний центр, який знаходиться між над'ятково-гомільковим і кульшовим суглобами. Міофасціальні структури організовані у вигляді протидіючих пар по обидві сторони нижньої кінцівки. Коли одна вкорочена (концентричне навантаження), інша має натягнення, яке призводить до ексцентричного навантаження на м'язи і фасції в розтягнутому стані. Поява дегенеративно-дистрофічних змін призводить до

втрати еластичності міофасціальних структур по задній поверхневій лінії [7]. Зростає натягнення сідничного нерва у верхній третині стегна, у підколінній ділянці малогомілкового та великогомілкового нервів, що спричиняє формування спастично-ішемічно-тракційних невропатій [15]. Клінічні прояви пов'язані як із нейрогенним чинником, так і з дегенеративно-дистрофічними процесами, які виникають у м'язах і зв'язковій системі колінного суглоба.

Також серед основних факторів, які формують контрактуру суглоба, треба додати вищу фізіологічну імпульсацію з мотонейронів на згинальну та привідну групи м'язів кінцівок, що обумовлює в подальшому більшу спастичку. Другим важливим чинником є біомеханічні умови розподілу зусиль м'язів на стегнову та великогомілкову кістки. *M. quadriceps femoralis* — найбільший м'яз, проте його механічний вплив буде меншим сумарної дії згиначів гомілки. Головною причиною цієї диспропорції є різниця плечей зусиль, діючих на гомілку, та їхня кількість. Плече сили *m. quadriceps femoralis* складає 21,5 % від довжини гомілки. Водночас частина сухожилка *m. biceps femoralis* (плече сили, складає 43,2 % від довжини гомілки) безпосередньо переходить у фасцію гомілки, тим самим збільшуючи плече сили цього м'яза. *M. quadriceps femoralis* має один вектор сили, тоді як згиначі гомілки — декілька. Усі ці фактори в разі порушення м'язового тону обумовлюють перевагу згиначів над розгиначами.

Аналіз впливу м'язового компонента на формування контрактури колінного суглоба вказує на необхідність урахування напрямку вектора дії окремих його елементів. Так, частина сухожилка довгої головки двоголового м'яза стегна прикріплюється до головки малогомілкової кістки, а інша — більш дистальна — до фасції гомілки. Ураховуючи перевагу зусилля двоголового м'яза над м'язами *semi*-групи, слід відзначити, що момент сили, який діє з латеральної сторони гоміл-

Таблиця 1

Ступінь	Розгинання в положенні			Кількість пацієнтів
	лежачи		стоячи	
	активне	пасивне	активне	
I	158° ± 2,0°	169° ± 3,0°	148° ± 2,6°	13
II	149° ± 1,6°	157° ± 2,5°	127° ± 3,0°	9
III	137° ± 2,4°	149° ± 3,0°	118° ± 2,5°	12

ки, стає переважаючим та посилює зовнішню ротацію гомілки (у майбутньому — торсію).

Це змінює проекційне розташування точок фіксації м'язів *semi*-групи, збільшує їхній кінематичний ланцюг і формує патологічне коло в процесі створення згинальної контрактури колінного суглоба.

Також існує прямий фасціальний зв'язок між довгою головкою *m. biceps femoralis* і довгим малогомілковим м'язом, що створює перевагу пронаторів стопи (рис. 1). Фасціальна безперервність довгої головки біцепса з довгим малогомілковим м'язом призводить до еверсії стопи з тенденцією до сплюснення медіального склепіння.

Коротка головка *m. biceps femoralis* кріпиться на головці малогомілкової кістки та має фасціальну безперервність із середньою частиною великого привідного м'яза, який проходить під основною масою двоголового м'яза (рис. 1). Фасціальний зв'язок короткої головки зі середньою частиною великого привідного м'яза збільшує сумарну силу аддукторів, які мають велику площу кріплення по *linea aspera* (короткий, довгий та великий привідний м'язи), створюючи їхню перевагу.

Таким чином, втрата еластичності м'язів *hamstring*-групи та больовий синдром є важливими елементами формування згинальної установки в колінних суглобах. Надмірна активність *m. biceps femoralis*, який є основною причиною формування контрактури колінного суглоба, також призводить до посилення торсійної деформації гомілки, зміни її осі та вальгусної позиції стопи. Коротка головка цього м'яза, окрім основної функції, також обумовлює формування вальгусної деформації колінного суглоба.

Протидіючі міофасціальні структури передньої та задньої групи м'язів нижньої кінцівки в нормі стабілізують колінний суглоб у сагітальній площині, що підтверджується математичним моделюванням (рис. 2, а, б).

Проводимо розрахунок відстані KN (відрізок між точками фіксації *m. biceps femoralis*) за теоремою косинусів за  $F = 10$  Н,  $\alpha = 10^\circ$ ,  $\beta = 180^\circ - 10^\circ = 170^\circ$ , ON = 50 (довжина гомілки), OB = 60 (довжина стегна), довжини ON (довжина гомілки) = 50; ОК (вектор сили *m. biceps femoralis*).

$$\text{ONK} : \text{KN}^2 = F^2 + \text{ON}^2 + 2F \times \text{ON} \times \cos \beta;$$

$$\text{KN}^2 = 10^2 + 50^2 - 2 \times 10 \times 50 \times \cos 170^\circ;$$

$$\text{KN}^2 = 100 + 2500 - 1000 \times (-0,9848);$$

$$\text{KN}^2 = 2600 + 984,8;$$

$$\text{KN}^2 = 3584,8.$$

Результати дослідження доводять, що довге плече сили *m. biceps femoralis* збалансоване з силою *m. quadriceps femoris*, які є протидіючими міофасціальними структурами і дають можливість утримувати колінний суглоб у нейтральному положенні.

М'язи-згиначі й аддуктори нижньої кінцівки в дітей, хворих на ДЦП, мають перевагу над м'язами-антагоністами [18]. Нахил тулуба і таза обумовлює ексцентричне навантаження на *m. biceps femoralis* та *m. gastrocnemius*, натягнення яких компенсується згинанням у колінних суглобах, що пов'язане з анатомічними особливостями двосуглобових м'язів. Зближення точок фіксації *m. biceps femoralis* від сідничного горба до гомілки послаблює натягнення по задній групі м'язів стегна, тим самим зменшуючи больовий синдром, який є однією з переважальних причин формування патологічних патернів у кульшових і колінних суглобах (рис. 3, а, б, в).

Проводимо розрахунок відстані KN (віддаль між точками фіксації *m. biceps femoralis*) за теоремою косинусів за ON = 50 (довжина гомілки), OB = 60 (довжина стегна); ОК (вектор сили *m. biceps femoralis*). Доведемо, що в разі збільшення сили м'язів *hamstring*-групи:  $F = 20$  Н, довжини ON = 50, куті  $\alpha = 10^\circ$ ,  $\text{KN}^2 = 3584,8$  — зменшується кут  $\beta$ .

Знайдемо кут  $\beta$  ONK за теоремою косинусів:

$$\text{KN}^2 = F^2 + \text{ON}^2 - 2 \times F \times \text{ON} \times \cos \beta;$$

$$3584,8 = 20^2 + 50^2 - 2 \times 20 \times 50 \times \cos \beta;$$

$$3584,8 = 400 + 2500 - 1000 \times \cos \beta;$$

$$\cos \beta = -0,6848;$$

$$\cos \beta = \arccos(-0,6848) = 37^\circ.$$

Отримані результати свідчать, що зі збільшенням сили кут  $\beta$  зменшився і дорівнює:  $180^\circ - 10^\circ - 37^\circ = 133^\circ$ . Математична модель доводить, що в разі зростання сили *m. biceps femoralis*, завдяки синергії з *m. peroneus longus*, згинальна контрактура колінного суглоба збільшується.

Під час вертикального положення тіла більшість привідних м'язів (короткий, довгий, великий та тонкий і гребінчастий) є збалансованими у своїй роботі з абдукторами стегна. Також, окрім приведення, у нейтральній позиції колінного суглоба аддуктори обертають стегно назовні (рис. 4, а, б).

Проведемо розрахунок відстані СВ (відстань між сідничним бугром і медіальною кісточкою) за теоремою косинусів за  $F = 10$  Н,  $\alpha = 10^\circ$ ,  $\beta = 175^\circ$ , OB = 50 (довжина гомілки), OA = 60 (довжина стегна), ОС (вектор сили *m. adductor magnus*):

$$\text{OBC}, \text{ кут } \Omega = \text{кут } \text{BOC} = 360^\circ - 175^\circ - 10^\circ = 175^\circ;$$

$$\text{CB}^2 = \text{OC}^2 + \text{OB}^2 - 2\text{OC} \times \text{OB} \times \cos \Omega;$$

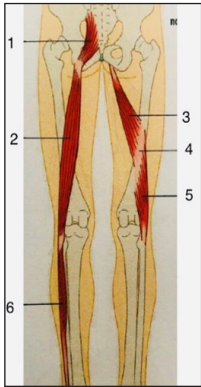


Рис. 1. Міофасціальна безперервність головок *m. biceps femoralis*: 1 — крижово-горбкова зв'язка; 2 — довга головка *m. biceps femoralis*; 3 — середня частина *m. adductor magnus*; 4 — *linea aspera*; 5 — коротка головка *m. biceps femoris*

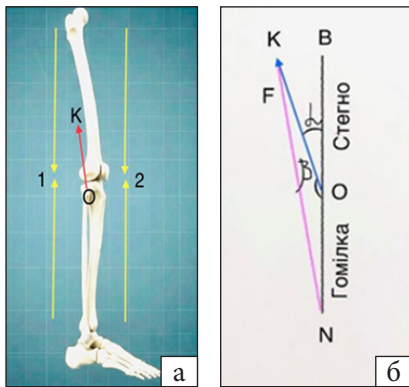


Рис. 2. Модель нижньої кінцівки в сагітальній площині за умов нейтральної позиції кульшового та колінного суглобів: а) схематична модель: 1 — стабілізаційні сили згиначів; 2 — стабілізаційні сили розгиначів; ОК — вектор сили *m.*

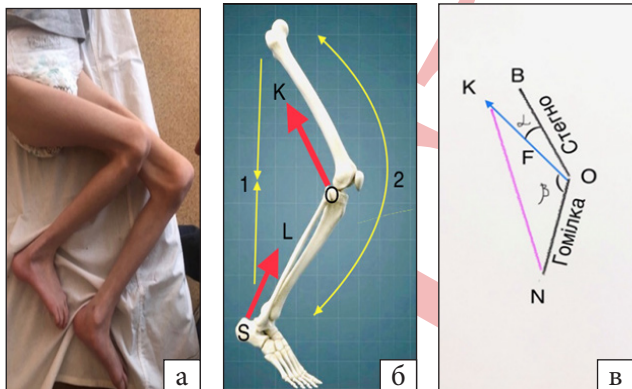


Рис. 3. Нижня кінцівка в разі згинальної контрактури колінного суглоба: а) пацієнт В., 10 р., діагноз: ДЦП, згинально-привідні контрактури кульшових суглобів ІІІ ст., згинальні контрактури колінних суглобів ІІІ ст.; б) — схематична модель: 1 — концентричне навантаження на згиначі; 2 — ексцентричне навантаження на розгиначі; ОК — вектор сили *m. biceps femoralis*; SL — вектор сили *m. gastrocnemius*;

$$50^2 + 10^2 - 2 \times 50 \times 10 \times \cos 175^\circ = 2600 - 1000 \times (-0,9962) = 3596,2.$$

Результати дослідження доводять, що довге плече сили *m. adductor magnus* збалансоване із силою абдукторів стегна, які є протидійними міофасціаль-

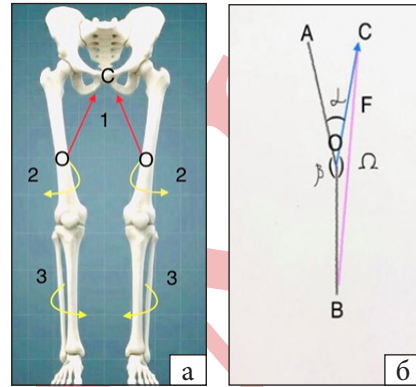


Рис. 4. Модель нижньої кінцівки у фронтальній площині за умов нейтральної позиції кульшового та колінного суглобів: а) схематична модель: 1 — абдуктори стегна; 2 — зовнішня ротація стегна; 3 — внутрішня ротація гомілки; ОС — век-

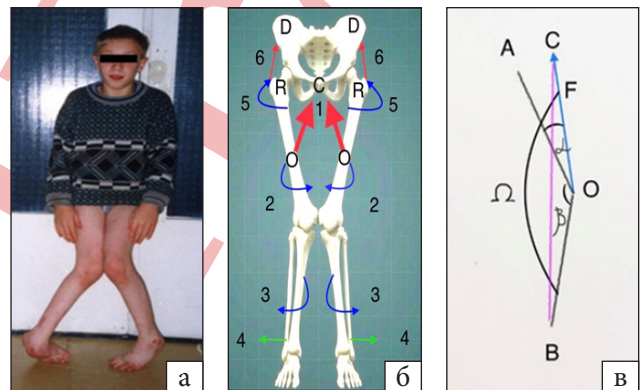


Рис. 5. Вальгусна деформація колінного суглоба: а) пацієнт Д., 12 років; діагноз: ДЦП, згинально-привідні контрактури кульшових суглобів ІІ ст., вальгусна деформація та згинальна контрактура колінних суглобів ІІ ст., еквіно-варусна деформація стоп; б) схематична модель: 1 — ОС — вектор сили абдукторів стегна; 2 — внутрішня торсія дистального відділу стегна; 3 — зовнішня ротація гомілки; 4 — відхилення гомілки назовні; 5 — зовнішня торсія проксимального відділу стегна; 6 — RD — вектор сили зовніш-

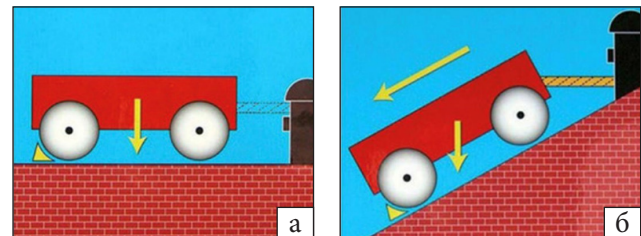


Рис. 6. Моделювання навантаження на *lig. cruciatum anterius*: а) імітація відсутності навантаження; б) імітація постійного навантаження через нахил поверхні плато вели-

ними структурами і дають можливість утримувати кульшовий суглоб у нейтральному положенні.

У дітей, хворих на ДЦП, спостерігається збільшення сумарної сили привідних м'язів стегна (до-

вгий, короткий, великий привідні м'язи; тонкий, гребінчастий) за рахунок спастики та безперервного фасціального зв'язку з короткою головкою біцепса, що спричинює до зростання переваги цих м'язів стегна над абдукторами. Під час зігнутого стегна змінюється вектор їхнього натягнення. У цьому випадку аддуктори стегна, крім основної функції, починають працювати як внутрішні ротатори, що призводить у майбутньому до внутрішньої торсії дистального відділу. Саме тоді завдяки зовнішнім ротаторам (великий сідничний, грушоподібний, закривальний та близнюкові м'язи) відбувається надмірна антеверсія шийки стегна. Компенсаторним механізмом є надлишкова зовнішня торсія великогомілкової кістки (рис. 5, а, б, в).

Проведемо розрахунок відстані СВ (відрізок між сідничним бугром і латеральною кісточкою). Доведемо, що зі збільшенням сили  $F = 12$  Н, за довжини гомілки  $OB = 50$ , довжини стегна  $OA = 60$ , ОС (вектор сили *m. adductor magnus*), кута  $\alpha = 10^\circ$ ,  $CB^2 = 3596,2$  — зменшується кут  $\beta$  (рис. 5).

Знайдемо кут  $\Omega$  ОВС за теоремою косинусів:

$$\begin{aligned} CB^2 &= OC^2 + OB^2 - 2 \times OC \times OB \times \cos \Omega; \\ 3596,2 &= 122 + 50^2 - 2 \times 12 \times 50 \times \cos \Omega; \\ -1200 \times \cos \Omega &= 1088,56; \\ \cos \Omega &= -0,9071; \\ \Omega &= \arccos(-0,9071) = 155^\circ; \\ \beta &= \Omega - \alpha = 155^\circ - 10 = 145^\circ. \end{aligned}$$

Отже, зі збільшенням сили кут  $\beta$  зменшився і дорівнює  $\beta = \Omega - \alpha = 155^\circ - 10 = 145^\circ$ . Наші дослідження доводять, що зі зростанням сили *m. adductor magnus* із синергією з короткою головкою *m. biceps femoralis* зростає вальгусна деформація колінного суглоба, а також відбувається внутрішня ротація стегна (у подальшому — скручування його дистальної частини по відношенню до проксимальної). Із метою збереження функції ходи та запобігання перехрещування гомілок виникає їх вальгусне відхилення.

За hamstring-синдрому для хворого характерна згинальна позиція в кульшових суглобах і внутрішня ротація стегон, а також — положення зі зігнутими в колінних суглобах кінцівками (рис. 8). Виникнення патологічних патернів у кульшових і колінних суглобах створює надмірне навантаження на первинні стабілізатори. Зміна кута між стегною та великогомілковою кістками у фронтальній та сагітальній площинах створює постійне напруження *lig. cruciatum anterius* та *lig. patellae* (рис. 6, а, б).

*Lig. cruciatum anterius* відіграє провідну роль у стабілізації колінного суглоба в сагітальній площині [22]. Дегенеративні-дистрофічні зміни призводять до зменшення її механічної міцності та рефлекторного перевантаження *lig. patellae*, *lig. collaterale tibiale*, *meniscus lateralis*, *meniscus medialis* (рис. 7, а, б).

У той самий час в разі ушкодження *lig. cruciatum anterius* відбувається патологічна мобільність великогомілкової кістки в сагітальній площині та поява її у фронтальній. В умовах високої спастичності привідних м'язів стегна формується аддукторний синдром, за якого дитина стоїть і ходить із приведеними стегнами до повного їх дотику або перехресту на рівні середньої та нижньої третини стегон, колінних суглобів і гомілок. Виникає компенсаторне вальгусне відхилення гомілок у колінних суглобах (рис. 5, а).

Збільшення навантаження на медіальний колінний комплекс призводить до його ушкодження (рис. 8, а, б). Він складається з *lig. tibiale collaterale superficiale* та *lig. collaterale profundum*, які є основними стабілізаторами колінного суглоба за наявності сил, спрямованих на гомілку латерально (вальгізація). До медіального комплексу також входить *lig. popliteum obliquum*, що відповідає за ротаційну стабільність колінного суглоба.

Наростання сили hamstring-групи й аддукторів стегна призводить не лише до ушкодження фронтального та медіального колінних комплексів, а й до деструктивних змін у менісках. Відбувається перевантаження *lig. collaterale profundum*, яка поєднана з *meniscus medialis* та складається з меніско-феморальної та меніско-тібіальної частин. Ураховуючи анатомічну спорідненість між меніском та зв'язкою, вальгусна ангуляція колінного суглоба спричиняє виникнення структурних змін у *lig. collaterale profundum* і в *meniscus medialis*. Водночас зростає компресійне навантаження латерального виростку стегнової кістки на *meniscus lateralis* (рис. 8, а).

*Lig. tibiale collaterale superficiale* має дистальну та проксимальну частини. Математичне моделювання доводить, що зі збільшенням сили аддукторів стегна зростає вальгусна деформація колінних суглобів. Тому найбільше навантаження припадає на дистальну частину зв'язки, викликаючи її ушкодження. Це призводить до вкорочення косо розміщеної *lig. tibiale collaterale superficiale* (pars proximalis) та *lig. popliteum obliquum*, які уповільнюють ретроторсію стегна та посилюють

компенсаторну зовнішню торсію великогомілкової кістки (рис. 9).

Під час фізіологічного розвитку в процесі росту нижньої кінцівки як стегно, так і гомілка ротуються назовні. Анатомія кісток і стан медіального повороту стегнової кістки вздовж її повздовжньої осі є змінною величиною і залежить від віку. Поступово кут антеторсії шийки стегнової кістки зменшується, а зовнішня торсія великогомілкової збільшується внаслідок росту. Кут між шийкою стегнової кістки та виростками стегна у віці 4–7 років сягає  $31^{\circ}$ – $43^{\circ}$ ; у 8–12 р. він зменшується до  $21^{\circ}$ – $25^{\circ}$ ; у 13–17 р. варіює від  $10^{\circ}$  до  $14^{\circ}$ . Кут зовнішньої торсії великогомілкової кістки в пацієнтів віком 4–7 р. сягає від  $0^{\circ}$  до  $5^{\circ}$ ; у 8–12 р. показники зростали від  $8^{\circ}$  до  $12^{\circ}$ ; у віці 13–17 р. він сягає від  $14^{\circ}$  до  $18^{\circ}$  [18, 19].

У дітей із ДЦП збільшення торсійної деформації стегнової кістки є сукупністю незакінченого аксіального повороту в площині між проксимальними й дистальними кінцями в результаті порушення м'язового тону [19]. Зовнішні ротатори збільшують антеверсію шийки стегнової кістки, а привідні м'язи стегна обумовлюють внутрішню торсію дистальних відділів стегнової кістки, створюючи її скручування у вертикальній площині. Зовнішня торсія великогомілкової кістки зростає як унаслідок дії компенсаторного механізму, спрямованого на відновлення осі кінцівки, так і патологічного впливу первинних і вторинних стабілізаторів.

Отже, контрактура колінного суглоба має мультифакторну природу виникнення: порушення взаємодії між первинними і вторинними стабілізаторами, структурні зміни в м'язах, інтраартикулярних тканинах, больовий синдром, торсійні деформації кісток, які є основними елементами патогенезу цієї деформації.

Аналіз клінічних спостережень свідчить, що в 1 групі (14 пацієнтів віком 4–7 р.) у всіх були згинально-привідні контрактури кульшових суглобів I ст., у 11 пацієнтів (78,6 %) діагностували згинальне становлення колінних суглобів у вертикальному положенні, які в майбутньому трансформуються в згинальні контрактури. Середня маса тіла хворих 1 групи складала 19,2 кг.

У дітей цієї групи біль, який виникав під час фізичного навантаження, локалізувався по задній поверхні стегна та ділянці литкового м'яза та спостерігався у 4 осіб (28,6 %).

У всіх пацієнтів 1 групи за результатами УЗД виявили ознаки тривалої ретракції двоголового м'яза стегна: потовщення м'язових волокон, збіль-

шення їх об'єму на відміну від розтягнених, стоншених м'язових волокон чотириголового м'яза, у якому була збережена структура. Зменшення індексу м'язової маси свідчить про зростання поперечного перетину. Так, індекс м'язової маси двоголового м'яза дорівнює  $1,6 \pm 0,1$  (референтний показник  $1,7 \pm 0,2$ ), він зменшується по відношенню до чотириголового м'яза —  $1,73 \pm 0,3$  (референтний показник  $1,60 \pm 0,5$ ). У 5 пацієнтів (35,7 %) також діагностували поодинокі змінені, дегенеративно-дистрофічні ділянки двоголового м'яза. Завдяки лише частковій втраті еластичності та функціональності м'язів зберігався високий градієнт між активними і пасивними рухами в колінних суглобах ( $20,1 \pm 0,5$ ). За результатами сонографії колінних суглобів спостерігався помірний синовіт, розволокнення структури передньої схрещеної зв'язки у 6 осіб (42,9 %), у 4 хворих (28,6 %) також діагностовано ушкодження медіального комплексу. Лише 1 пацієнт мав ураження присереднього меніска.

Були відсутні ознаки порушення анатомічної співвісності нижньої кінцівки та торсійної деформації великогомілкової кістки. Кут антеверсії шийки стегнової кістки — у межах вікової норми ( $35^{\circ} \pm 4,0^{\circ}$ ).

У 2 групі (13 пацієнтів віком 8–12 р.) згинальні контрактури колінних суглобів I ст. відзначали в 2 дітей (15,4 %), II ст. — у 7 (53,8 %) та III ст. — у 4 (30,8 %). Середня маса тіла дітей II групи складала 31,5 кг. У 8 осіб (61,5 %) діагностували больовий синдром.

За результатами УЗД у чотириголовому м'язі стегна значно збільшилася кількість ділянок розволокнення, унаслідок чого з'являються осередки мікророзривів м'язових волокон, на відміну від двоголового м'яза, у якому волокна залишаються потовщеними, із вогнищами сполучної тканини в його структурі. Індекс м'язової маси двоголового м'яза дорівнював  $1,4 \pm 0,1$ , на відміну від чотириголового, який зростав до  $1,80 \pm 0,4$ . Втрата пружності м'яза призводить до зниження градієнта між активними та пасивними рухами в колінному суглобі ( $12,5 \pm 1,3$ ).

У 10 пацієнтів (76,9 %) відзначали ознаки дегенеративно-дистрофічних змін зв'язки надколінка, а також часткове ураження передньої схрещеної зв'язки. У 7 осіб (53,8 %) ушкодження поєднувалися з частковим розривом волокон обхідної великогомілкової зв'язки. У 4 (30,8 %) відзначали травму присереднього меніска та у 1 хворого — бічного.

Спостерігалися помірні ознаки порушення анатомічної осі нижньої кінцівки у фронтальній проекції. Перевищення фізіологічної торсії великогомілкової кістки —  $11,5^\circ \pm 2,5^\circ$ . Кут антеверсії шийки стегнової сягав  $29^\circ \pm 3,0^\circ$ .

У 3 групі (13 осіб віком 13–17 р.) зафіксовано порушення м'язового тону у вигляді ригідності. Згинальні контрактури колінних суглобів III–IV ст. відзначали в більшості. Лише у 2 пацієнтів (15,4 %) діагностували контрактури II ст. Середня маса тіла хворих складала 54,5 кг. Больовий синдром був присутній лише у 3 дітей (23,1 %).

За результатами сонографії в структурі двоголового та чотириголового м'язів стегна візуалізуються ознаки дегенеративно-дистрофічних змін м'язових волокон (множинні осередки сполучної тканини). Індекс м'язової маси в обох м'язах був однаковий ( $1,85 \pm 0,3$ , відповідно —  $1,82 \pm 0,4$ ). Спостерігалася майже повна втрата еластичності м'язової тканини — суттєво знизився градієнт між активними і пасивними рухами в колінному суглобі  $8,5 \pm 2,0$ .

Аналіз стану первинних стабілізаторів свідчить про ушкодження фронтального та медіального колінних комплексів у 12 пацієнтів (92,3 %) — наявність мікророзривів та осередків рубцевої тканини. У 7 осіб (53,8 %) відзначали дегенеративно-дистрофічні зміни менісків.

Спостерігалася зміна анатомічної осі нижньої кінцівки у фронтальній проекції — зміщення першого міжпальцевого проміжка назовні. Перевищення фізіологічної зовнішньої торсії великогомілкової кістки до  $20,5^\circ \pm 1,3^\circ$ . Кут антеверсії шийки стегнової кістки сягав  $24^\circ \pm 2,0^\circ$ .

Простежувалася прямопропорційна залежність дегенеративно-дистрофічних змін первинних стабілізаторів від ступеня контрактури колінного суглоба (рис. 10).

## Обговорення

А. Mustafaeva та співавт., відзначаючи високу частоту згинальних контрактур колінних суглобів (47–58 %) у хворих із ДЦП, стверджують, що деформація  $15^\circ$  негативно впливає не лише на статику і кінематику ходи, а й на функцію усіх суглобів нижніх кінцівок [20].

За результатами останніх публікацій, деформації I–II ст. супроводжуються больовим синдромом, який пов'язаний із порушенням мікроциркуляції, зміною субфасціального тиску, дегенеративно-дистрофічними змінами в міофасціальних структурах [7, 15]. Це підтверджується нашими дослідженнями. Так, у пацієнтів із по-

рушенням м'язового тону у вигляді рефлекторного напруження больовий синдром відзначали у 28,6 % випадків, спастичності — 61,5 %. Тоді як в осіб із порушенням м'язового тону у вигляді ригідності найнижчий рівень болю — 15,4 %. Це пояснюється прогресуванням ступеня контрактури та значними дегенеративно-дистрофічними змінами в первинних і вторинних стабілізаторах колінного суглоба. Відповідно, з'ясування причин больового синдрому та його лікування є однією з основних і найбільш складних проблем.

Е. Pantzar-Castilla, С. Martinez та співавт. зазначають, що основною причиною формування контрактури є м'язовий дисбаланс із перевагою сили згиначів гомілки, зокрема м'язів hamstring-групи [21, 22]. І. Levaj і співавт., Н. Sachn зазначили, що велике значення в прогресуванні деформації мають слабкості м. quadriceps femoralis, унаслідок чого відбувається зміна позиції надколінка [1, 23]. На наш погляд, на формування контрактури також впливають патологічні синергії м'язів. Так, міофасціальний зв'язок між м. peroneus longus і довгою головкою м. biceps femoralis створює перевагу останнього над м. quadriceps femoralis. Міофасціальна взаємодія короткої головки м. biceps femoralis із м. adductor magnus утворює синергичний зв'язок, який превалює над абдукторами стегна.

Е. Cloodt і співавт. відзначають, що фіксована позиція суглоба залежить від довжини м'яза як у початковому часовому періоді, так і після їхньої патологічної ретракції [24]. На нашу думку, не лише величина кінематичного ланцюга м'язів та об'єм їх маси впливають на формування контрактур, але й величина плеча сили, а також кількість точок їхнього прикріплення. М. quadriceps femoris є за масою найбільшим м'язом нижньої кінцівки, але через наявність лише однієї точки фіксації та, відповідно, одного плеча сили, у порівнянні зі згинальною групою м'язів гомілки м. quadriceps femoris має менший силовий вплив на гомілку. Власне визначення площі поперечного перетину м'язів групи згиначів доводить, що м. biceps femoralis стегна має превалююче значення (індекс м'язової маси). Отримані дані співпадають із клінічними показниками, результатами математичного моделювання.

С. Herasymenko та співавт., вивчаючи біомеханіку колінного суглоба за згинальної контрактури  $\geq 30^\circ$ , указують на порушення контакту суглобової поверхні великогомілкової кістки з виростками стегна. Фіксована позиція суглобових поверхонь призводить до ретракції не лише

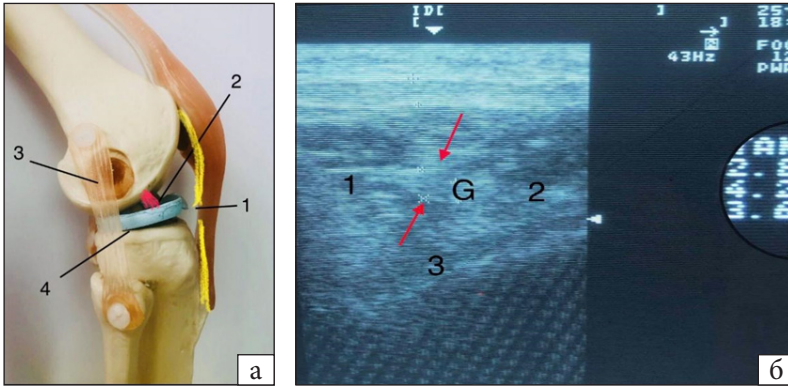


Рис. 7. Модель правого колінного суглоба в сагітальній площині та його сонографія: а) модель із ушкодженням фронтального колінного комплексу: 1 — lig. patellae; 2 — lig. cruciatum anterius; 3 — lig. collaterale fibulare; 4 — meniscus lateralis; б) сонографія (пацієнт В., 12 р.; діагноз: ДЦП, згинальна контрактура колінних суглобів II ст.). 1 — тибіальна частина lig. cruciatum anterius ( $\varnothing$  — 2,8); G — ділянка гідрофільно розволокненої зв'язки з внутрішнім розривом волокон ( $\varnothing$  — 4,2); 2 — феморальна частина lig. cruciatum anterius

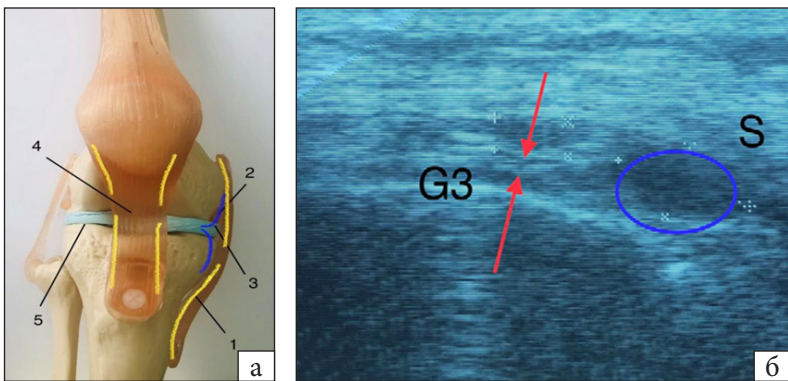


Рис. 8. Модель правого колінного суглоба у фронтальній площині та сонографія: а) модель з ушкодженням медіального колінного комплексу: 1 — lig. tibiale collaterale superficiale; 2 — lig. collaterale profundum; 3 — meniscus medialis; 4 — lig. patellae; 5 — meniscus lateralis; б) сонографія (пацієнт Д., 12 р.; діагноз: ДЦП, вальгусна деформація та згинальні контрактури колінних суглобів II ст.); G3 — поверхнева медіальна колатеральна зв'язка з внутрішнім розривом волокон; S — ознаки хронічного ексудативного синовііта

м'язів, але й капсули суглоба по його задній поверхні [25]. Зазначені зміни є одним із ключових факторів у формуванні контрактури та її прогресуванні, що також стверджують у своїх працях С. Martinez і співавт. [21]. Проведене нами УЗД інтраартикулярних структур показало наявність глибоких дегенеративно-дистрофічних змін не лише в капсулі, а й у зв'язках, менісках, жировому тілі колінного суглоба. Доведено, що зі збільшенням сили згиначів та аддукторів стегна в дітей із ДЦП зростає вплив ретрагованих передньої схрещеної та обхідної великогомілкової зв'язок у формуванні контрактури і патологічної зовнішньої торсії великогомілкової кістки. На наш погляд, ці зміни у зв'язковому апараті необхідно враховувати в прогнозі клінічного перебігу захворювання та виборі методики лікування.

Ф. Biligli та співавт. вважають, що процес формування згинальної контрактури колінних суглобів тісно пов'язаний із згинально-привідними контрактурами в кульшових суглобах, нахилом таза вперед, збільшенням поперекового лордозу й антеверсією проксимального відділу стегна [26]. За результатами наших досліджень, деформація здебільшого формується покроково: у кульшовому суглобі, потім — у колінному та над'ятковомілково, що відповідає концепції «joint-by-joint» — «суглоб за суглобом».

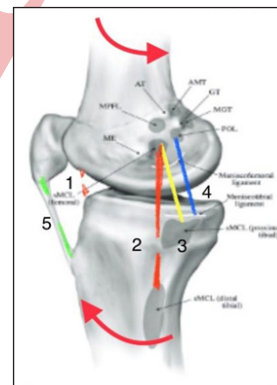


Рис. 9. Формування зовнішньої торсії великогомілкової кістки в разі ушкодження медіального та фронтального колінних комплексів: 1 — lig. cruciatum anterius; 2 — lig. tibiale collaterale superficiale (pars distalis); 3 — lig. tibiale collaterale superficiale (pars proximalis); 4 — lig. popliteum obliquum; 5 —

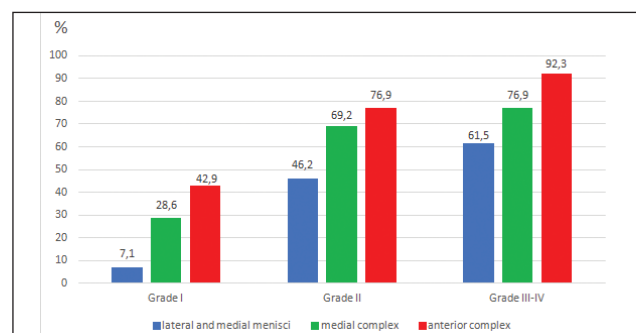


Рис. 10. Залежність дегенеративно-дистрофічних змін зв'язкових

Е. Ciccodicalo, Р. Т. Thomason і співавт. відзначають, що причиною патологічної зовнішньої торсії великогомілкової кістки є її компенсаторна установка у відповідь на надлишкову антеверсію шийки стегна [27–29].

Наші спостереження підтверджують вплив цих чинників на формування зовнішньої торсії великогомілкової кістки та посилення контрактури колінного суглоба. Відбувається скручування стегнової кістки у вигляді повороту проксимального відділу назовні та дистального — всередину, що спричинює компенсаторну зовнішню установку гомілки. В утворенні торсійної деформації великогомілкової кістки також бере участь патологічний вплив двоголового м'яза гомілки, який є не лише згиначем, а й її фізіологічним зовнішнім ротатором.

## Висновки

Механогенез контрактури колінного суглоба має багатоплощинний механізм утворення та залежить від багатьох чинників:

- м'язовий дисбаланс у вигляді домінування м'язів-аддукторів та hamstring-групи за рахунок більшого плеча сили, кількості точок прикріплення, патологічних синергій;

- больовий синдром (міофасціальний, нейрогенний та артралгічний біль), який призводить до формування компенсаторних згинальних установок колінних суглобів із подальшою трансформацією їх у контрактури;

- зміни навантаження на плато великогомілкової кістки, перш за все — на фронтальний та медіальний колінні комплекси, які призводять до перевантаження і дегенеративно-дистрофічних змін в інтраартикулярних структурах;

- складна торсійна деформація поєднує декілька сегментів нижньої кінцівки: надлишкову антеверсію шийки стегна, внутрішню торсію його дистального відділу в поєднанні з патологічною зовнішньою торсією великогомілкової кістки;

- залежність ступеня контрактури колінного суглоба від віку, тривалості патологічного процесу та маси тіла в дітей, хворих на ДЦП.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. У подальших дослідженнях планується провести аналіз ефективності лікування контрактури колінного суглоба з урахуванням патоморфологічних причин виникнення.

Інформація про фінансування. Жодної вигоди у будь-якій формі не було і не буде отримано.

Внесок авторів. Данилов О. А. — обґрунтування напрямку та мети дослідження, написання висновків, загальне керівництво; Шульга О. В. — збір матеріалів, написання основ-

ного тексту дослідження; Горелік В. В. — аналіз матеріалів дослідження, формування списку літератури.

## Список літератури

1. Boháček, I., Đapić, T., Levaj, I. & Delimar, D. (2023). Innovative method to treat patella alta in a patient with spastic cerebral palsy: a case report with literature review. *Acta Clinica Croatica*, 62(13), 115–120. <https://doi.org/10.20471/acc.2023.62.s3.15>.
2. Chin, E. M., Gwynn, H. E., Robinson, S., & Hoon, A. H. (2020). Principles of medical and surgical treatment of cerebral palsy. *Neurologic clinics*, 38(2), 397–416. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2020.01.009>
3. Cheverda, A. I., Huk, Y. M., Zyma, A. M., Kincha-Polishchuk, T. M., Syvak, M. F., & Zotia, A. V. (2019). Diagnosis and treatment of contractures of the hip and knee joints in patients with the consequences of open forms of spinal Dysraphism. *Visnyk ortopedii travmatologii protezuvannia*, 103(4), 61–72. <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2019-103-4-61-72>
4. Marron, A., Milnes, J., Conry, L., & Kiernan, D. (2025). Lower limb contracture definitions in children and adults with cerebral palsy: A systematic review. *Gait & Posture*, 120, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.03.027>
5. Bezsmertnyi, Y., Branitskyi, O., Tyazhelov, O., & Karpinska, O. (2023). Modeling the work of the muscles of the lower extremity in conditions of flexion-adduction contracture of the hip joint and flexion-extension contracture of the knee joint. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, (1), 55–60. <https://doi.org/10.15674/0030-59872023155-60>.
6. Fishchenko, V., & Obeidat, K. J. (2022). The work of the muscles of the lower limb in the case of flexion contracture of the knee joint. *Trauma*, 23(2), 17–24. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.23.2022.886>
7. Danilov, O., & Shulga, O. (2025). Treatment of spasticity and degenerative-dystrophic changes in muscles in children with cerebral palsy. *Neonatology, surgery and perinatal medicine*, 15(2(56)), 86–94. <https://doi.org/10.24061/2413-4260.xv.2.56.2025.12>
8. Modlesky, C. M., & Zhang, C. (2020). Complicated muscle-bone interactions in children with cerebral palsy. *Current osteoporosis reports*, 18(1), 47–56. <https://doi.org/10.1007/s11914-020-00561-y>
9. Herbst, E., Glasbrenner, J., Deichsel, A., Briese, T., Peez, C., Raschke, M. J., & Kittl, C. (2023). Verletzungen des medialen Bandapparats des Kniegelenks. *Die unfallchirurgie*, 127(1), 18–26. <https://doi.org/10.1007/s00113-023-01368-z>
10. Kostrub, O. O., Kotiuk, V. V., Mazevykh, V. B., Nikiforova, I. M., & Smirnov, D. O. (2019). MRI diagnosis of the anterior cruciate ligament damages. *Modern approaches (Overview)*. *Visnyk ortopedii travmatologii protezuvannia*, 103(4), 104–109. <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2019-103-4-104-109>
11. Meyer, P., Reiter, A., Akoto, R., Steadman, J., Pagenstert, G., Frosch, K. H., & Krause, M. (2021). Imaging of the medial collateral ligament of the knee: A systematic review. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 142(12), 3721–3736. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-04200-8>
12. Rokita, T. G. & Rokita, R. T. (2024). Acute injury to the medial collateral ligament of the knee: a case report. *Public health journal*, 1(5), 127–133. <https://doi.org/10.32782/pub.health.2024.1.18>
13. Semika, O., Reminyak, I., & Bezyazichna, O. (2020). Algorithm of rehabilitation intervention after plasty of the anterior cruciate ligament. *Physical rehabilitation and recreational health technologies*, 5(2), 61–64. [https://doi.org/10.15391/prrht.2020-5\(2\).08](https://doi.org/10.15391/prrht.2020-5(2).08)
14. Ganjwala, D., & Shah, H. (2019). Management of the knee problems in spastic cerebral palsy. *Indian journal of orthopaedics*, 53(1), 53–62. [https://doi.org/10.4103/ortho.ijortho\\_339\\_17](https://doi.org/10.4103/ortho.ijortho_339_17)
15. Danilov, O., Shulga, O., Kucheruk, O., & Bandrina, K. (2024). Causes of pain in the muscles of the lower extremities in

- children with cerebral palsy. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (3), 41–48. <https://doi.org/10.15674/0030-59872024341-48>
16. Hoshko, V., Naumenko, N., Yatsuliak, M., Cheverda, A., Nemesh, M., & Martsyniak, S. (2020). The method of determining clinical and Roentgenogrammetric indicators of hip joint in patients with cerebral palsy. *Visnyk ortopedii travmatologii protezuvannia*, (4(107)), 35–42. <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2020-107-4-35-42>
  17. Min, J. J., Kwon, S., Kim, K. T., Choi, Y., Sung, K. H., Lee, K. M., & Park, M. S. (2021). Evaluation of factors affecting external tibial torsion in patients with cerebral palsy. *BMC musculoskeletal disorders*, 22(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04570-5>
  18. Danylov, A., Gorelik, V., Shulga, A., & Yachna, K. (2023). Pathologic external tibial torsion as one of the causes of knee joint dysfunction and formation of pronation deformity in children with cerebral palsy. *Paediatric surgery. Ukraine*, (1(78)), 110–118. <https://doi.org/10.15574/ps.2023.78.110>
  19. Helal, A. M., El-Negmy, E. H., & Zaky, N. A. (2022). Impact of femoral anteversion and tibial torsion on balance in children with spastic diplegic cerebral palsy. *International journal of health sciences*, 4572–4584. <https://doi.org/10.53730/ijhs.v6ns7.12982>
  20. Mustafaeva, A. R., Novikov, V. A., Umnov, V. V., & Vissarionov, S. V. (2025). Surgical treatment of knee flexion contracture in patients with cerebral palsy: A review. *Pediatric traumatology, orthopaedics and reconstructive surgery*, 13(2), 202–214. <https://doi.org/10.17816/ptors678129>
  21. Martinez, G., Segovia, J., & Cariola, M. (2024). Tratamiento de la contractura en flexion de rodilla en parálisis cerebral. *Revista chilena de ortopedia y traumatología*, 65(01), e40–e46. <https://doi.org/10.1055/s-0044-1786541>
  22. Pantzar-Castilla, E. H., Wretenberg, P., & Riad, J. (2021). Knee flexion contracture impacts functional mobility in children with cerebral palsy with various degree of involvement: A cross-sectional register study of 2,838 individuals. *Acta orthopaedica*, 92(4), 472–478. <https://doi.org/10.1080/17453674.2021.1912941>
  23. Shah, H., & Ganjwala, D. (2024). Crouch gait: Evaluation and management. *International Journal of Paediatric Orthopaedics*, 10(1), 20–25. <https://doi.org/10.13107/ijpo.2024.v10i01.174>
  24. Cloodt, E., Wagner, P., Lauge-Pedersen, H., & Rodby-Bousquet, E. (2020). Knee and foot contracture occur earliest in children with cerebral palsy: A longitudinal analysis of 2,693 children. *Acta orthopaedica*, 92(2), 222–227. <https://doi.org/10.1080/17453674.2020.1848154>
  25. Herasymenko, S., Poluliakh, M., Babko, A., Herasymenko, A., Kachan, D., & Poluliakh, D. (2024). Biomechanical particularities of knee joint flexion deformation in rheumatoid arthritis patients. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (4), 32–40. <https://doi.org/10.15674/0030-59872024432-40>
  26. Bilgili, F., Temelli, Y., & Akalan, N. E. (2012). Assessment of the hip and knee flexion contractures in cerebral palsy patients with crouch gait. *Journal of academic research in medicine*, 2(2), 10–14. <https://doi.org/10.5152/jarem.2012.11>
  27. Ciccodicola, E., Abousamra, O., Beltran, V., Rethlefsen, S. A., & Wren, T. A. (2025). Clinical measures associated with tibial torsion in ambulatory children with cerebral palsy and Pes valgus. *Journal of the pediatric orthopaedic society of North America*, 10, 100151. <https://doi.org/10.1016/j.jposna.2024.100151>
  28. Thomason, P., Graham, K., Ye, K., O'Donnell, A., Kulkarni, V.,

Стаття надійшла до редакції 30.04.2026	Отримано після рецензування 10.05.2026	Прийнято до друку 12.05.2026
---	---	---------------------------------

## FLEXION CONTRACTURES OF THE KNEE JOINTS IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY: PATHOGENESIS, CLINICAL MANIFESTATIONS, ANATOMICAL AND MORPHOLOGICAL CHANGES IN BONES, MUSCLES AND INTRA-ARTICULAR STRUCTURES

O. Danilov<sup>1</sup>, O. Shulga<sup>2</sup>, V. Gorelik<sup>3</sup>

<sup>1</sup> SI «All-Ukrainian Centre for Motherhood and Childhood of the NAMS of Ukraine», Kyiv

<sup>2</sup> Bila Tserkva Centre for Comprehensive Rehabilitation for People with Disabilities «Shans». Ukraine

✉ Oleksandr Danilov, MD, DMSci: danilov.alexandr45@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-4605-7032>

✉ Oleksandr Shulha, MD, PhD: belka1205@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9962-2816>

✉ Valeria Gorelik, MD, PhD: gorelikv3@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2702-7946>

УДК 616.718-089.843:685.382]-007.24:612.76](048.8)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026256-63>

## Розрахунковий аналіз деформування біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез»

О. М. Сітенко <sup>1</sup>, О. О. Ларін <sup>2</sup>, Д. В. Лавінський <sup>2</sup>, К. А. Барбін <sup>2</sup>

<sup>1</sup> ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

The prospects of the method of endo-exo-prosthetics of lost limbs, the basis of which is the interaction of the patient with the prosthesis through an implant connected to the stump bone, largely depends on ensuring the durability of the functioning of the stump bone, the implant and their connection. This article presents the method and analysis of deformations in the biomechanical system "bone-implant-prosthesis", an assessment of the mechanical condition of the specified objects of study is given. Purpose. To develop an adequate model of the "bone-implant-prosthesis" system and to conduct a computational analysis of deformation in order to predict the strength of the elements. Methods. The finite element method is chosen as the numerical method of analysis. Particular attention is paid to the simulation of contact interaction, taking into account dry friction. The coefficient of friction (adhesion) varied in the calculations, thus simulating different degrees of osseointegration. Results. The obtained distributions of the main characteristics of the deformation process made it possible to find out that under the considered loading conditions, the strength of the bone and implant is preserved. Conclusions. From the point of view of mechanical behavior, both intramedullary and extramedullary implants maintain bone strength and ensure the performance of the pros-

Перспективність методу ендо-екзо-протезування втрачених кінцівок, основою якого є взаємодія пацієнта з протезом через імплантат, з'єднаний з кісткою кукси, значною мірою залежить від забезпечення довговічності функціонування кістки кукси, імплантата та їхнього з'єднання. Наведено методіку й аналіз деформацій в біомеханічній системі «кістка – імплантат – протез», вивчено показники механічного стану цих об'єктів дослідження. Мета. Створити розрахункову схему біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» із інтрамедулярним та екстрамедулярним імплантатами та проаналізувати деформування за різних ступенів контакту імплантата й кістки за рахунок варіювання значення коефіцієнта тертя (або адгезії) між ними. Методи. Матеріалом дослідження послужив аналіз релевантної літератури в спеціалізованих джерелах за останні 10 років. Чисельним методом аналізу обрано метод скінченних елементів. Навантаження моделі системи «кістка – імплантат – протез» здійснювали за умов дії сил по її біомеханічній осі. Особливу увагу приділено моделюванню контактної взаємодії з урахуванням сухого тертя, коефіцієнт якого варіювався під час розрахунків і таким чином моделювались різні ступені з'єднання кістки й імплантата. Результати. Отримані характеристики розподілу деформування дозволяють вважати, що з точки зору механічної поведінки як інтрамедулярний, так і екстрамедулярний імплантати за умов навантаження системи без відхилень від біомеханічної осі не змінюють первинну міцність кістки кукси. Висновки. Проаналізовано отримані результати й виявлено, що під час розглянутих умов центрального навантаження кістки кукси вагою тіла людини не має значи-

Ключові слова. Ендо-екзо-протезування, біомеханіка, розрахунковий аналіз, метод скінченних

## Вступ

Рівень реабілітації людей, які втратили кінцівки, залежить не лише від біомеханічних, біокібернетичних якостей вузлів протеза, а також від того, наскільки нетравматичною й ефективною є взаємодія між пацієнтом і протезом. Із цієї точки зору методу протезування нижніх кінцівок, що використовує приймальну гільзу, властиві суттєві недоліки: навантаження на опорно-рухову систему передається в неприродній та травматичний спосіб — через м'які тканини кукси й інші частини тіла. Сама кукса знаходиться в замкненому, фізіологічно некомфортному об'ємі, а контакт із гільзою проявляє себе як свого роду «хибний суглоб», що обумовлює суттєві обмеження в управлінні протезом, тому проприоцептивні й аферентаційні втрати компенсуються незначною мірою навіть після довгих тренувань.

Використання ендо-екзо-протезів (ЕЕ-протезів), які з'єднуються та взаємодіють із людиною через імплантат, безпосередньо встановлений в канал кістки кукси (інтрамедулярний метод) або на кістці ззовні (екстрамедулярний), дозволяє уникати цих проблем. Проте з багаторічної практики ЕЕ-протезування відомо [1–5], що доволі часто стаються такі негативні випадки механічного порядку, як переломи кістки кукси чи імплантата, розхитування їх посадки тощо.

Практика ЕЕ-протезування нижніх кінцівок і початковий стан у розгортанні його теоретичних засад вказують на необхідність мати дані щодо розподілу механічних напружень у кістці кукси та в імплантаті, які виникають під час навантажень, а також знати та враховувати їхню залежність від різних чинників, наприклад, від параметрів схеми протеза, ротаційних моментів, умов експлуатації тощо. Ця інформація необхідна також для подальших удосконалень системи «імплантат – кістка», для формулювання вимог до конструкцій ЕЕ-протезів і технологій протезування загалом. Безпосереднє вимірювання напружень технічними засобами в цьому випадку доволі складне, якщо взагалі практично здійсненне. Проте такі дані можливо отримати методами математичного моделювання, провівши відповідний розрахунковий аналіз взаємодії кістки та імплантата під час навантажень. Одним із важливих його моментів є дослідження деформування кістки з метою оцінювання її міцності залежно від ступеня контакту з імплантатом та інших факторів.

Мета: створити розрахункову схему біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» із інтра-

медулярним та екстрамедулярним імплантатами та проаналізувати деформування за різних ступенів контакту імплантата й кістки за рахунок варіювання значення коефіцієнта тертя (або адгезії) між ними.

## Матеріал і методи

Матеріалом дослідження послужив аналіз релевантної літератури в спеціалізованих джерелах за останні 10 років.

Застосування методу розрахункового моделювання має на меті внести ясність у сутність терміну «остеоінтеграція» з точки зору розуміння механізму контактної взаємодії між металом та живою тканиною кістки, бо в деяких джерелах це явище трактується як зрощення імплантата з кісткою кукси. Зауважимо, що точність у термінах, їхня відповідність сутності явищ, завжди визнавалася необхідною умовою в розв'язанні наукових та інших проблем, починаючи з етапу їхнього виникнення. На нашу думку, приклад такої поширеної назви методу як «остеоінтегративне протезування» вносить обмеження в розуміння кола проблем, зводячи їх здебільшого до медичних аспектів, пов'язаних із встановленням імплантата. Практика вже показала наслідки того, що поза увагою залишаються біомеханічні, технічні й інші важливі питання методу, які теж слід відносити до засад його наукового обґрунтування та створення технологій практичної реалізації. Звернемо увагу, що саме поняття «інтеграція», незалежно від сфер застосування, передбачає утворення нових структур або функціональне об'єднання існуючих елементів у скоординовану діяльність, обумовлену спільним існуванням. Але даних про такі явища в біології чи фізіології в наведеному розумінні інтегративних процесів між неживими та живими об'єктами в літературі не знайдено.

Наприклад на поверхні титанового інтрамедулярного імплантата існує оксидна плівка. Після видалення субстанцій із мозкового каналу кістки та встановлення імплантата в мікрозаторах між ними починають утворюватися остеобласти — клітини, які інтенсивно заповнюють новою кістковою масою цей прошарок. Нова кісткова тканина (як частина основної) поступово стає стійкою, починає безпосередньо та щільно контактувати з поверхнею імплантата. Цей процес відіграє ключову роль у появі між кістковими клітинами й оксидною плівкою титанового імплантата адгезії (фізичної міжмолекулярної взаємодії контактних субстанцій). Тобто ніяких спільних біологічних структур, на які треба було би зважати під час

моделювання, металевий імплантат і жива кістка між собою не утворюють, а самі поняття остеоінтеграція чи зрощення, зокрема відносно цього дослідження, можна вважати умовними. Це дає можливість під час моделювання системи «кістка – кукси – імплантат» застосовувати відомі методи контактної механіки.

Слід відмітити, що певну роль у збільшенні рівня механічної взаємодії може відігравати шорсткість поверхні імплантата, коли різного роду нерівності утворюють мікрорельєф, що теж заповнюється новими кістковими клітинами.

Переважна більшість підходів до математичного моделювання та розрахункового аналізу базується на чисельних схемах методу скінченних елементів (МСЕ) [6], а в ортопедії та протезуванні такі дослідження стосуються моделювання деформації кісток людини в екстремальних умовах (хвороби, переломи, накладання на кінцівку дистракційних апаратів тощо) [6–13]. Слід зазначити, що в опублікованих дослідженнях стосовно ЕЕ-протезів [7, 8] розглядаються схеми, які містять лише кістку та імплантат, при цьому вплив силової взаємодії з протезом суттєво спрощується. Також недостатня увага приділяється вивченню умов контактної взаємодії між імплантатом і кісткою, ступінь якої обумовлює коефіцієнт тертя або адгезії.

Мотивацією для вибору на цьому етапі напрямів досліджень методами математичного моделювання та розрахункового аналізу деформування біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» є декілька положень.

Із практики ЕЕ-протезування відомо [3, 5], що переломи як кістки кукси, так і металевого інтрамедулярного імплантата (І-імплантата) сягають до 10 %. Це є однією з причин, яка вказує на те, що в результаті моделювання бажано отримати:

- загальну оцінку запасу міцності системи «кістка – імплантат» за різних конструкцій протезів, причому окремо за її складовими;

- характеристики залежності міцності системи «кістка – імплантат» від різних факторів, зокрема від протяжності та площі контакту, типу посадки протеза в канал кістки, нецентрального відносно біомеханічної осі навантаження тощо.

Ураховуючи, що в медичній практиці операції, основані на застосуванні І-імплантата, є зараз основним методом, то ці дані дозволять уточнити покази до них, виходячи з достатньої чи недостатньої довжини кукси, визначити критично допустимі рівні ампутації, за яких можливо призначити таке протезування.

Е-імплантат застосовується рідко, хоча на відміну від І-імплантата не потребує видалення кісткового мозку, тобто в такому випадку по всій довжині кістки кукси зберігається центрифугальний кровообіг, що є необхідною умовою в запобіганні деградації кісткової тканини. Для конструювання Е-імплантата необхідно визначити оптимальну площу контакту імплантата з кісткою з точки зору надійності. Це дозволить на етапі планування операцій визначити місця таких контактів по поверхні кістки, а також індивідуальні параметри протеза для кожного пацієнта.

Також слід відзначити, що інформація про механічні напруження, які виникають, дозволить визначитися з вимогами до точності параметрів схеми побудови протеза, методологією пошуку оптимальної схеми й апаратним забезпеченням цього процесу.

Дослідження механічних напружень, які несуть руйнівні ризики, необхідні і під час конструювання тих елементів ЕЕ-протезів, на які покладається функція захисту системи «імплантат – кістка». Наприклад, розвантажувального модуля або ротаційного механізму зі системою управління ним. Математичне моделювання та розрахунковий аналіз деформування відіграватимуть у цих розробках визначальну роль.

Першим етапом розрахункового аналізу є створення адекватної 3D-моделі системи «кістка – імплантат – протез».

І-імплантат — стрижень (матеріал — оксид титану) з опорною головкою (матеріал — вуглець-вуглецевий композит), з якою контактує зріз стегнової кістки. Е-імплантат за своєю формою є, умовно кажучи, «чашкою» (матеріал — оксид титану), у неї вставляється кістка кукси, яка своїм торцем також контактує з опорною головкою (матеріал — вуглець-вуглецевий композит).

Модель протеза складається з трьох елементів, об'єднаних за принципом прояву функцій в фазу опори: стегновий тримальний модуль із колінним вузлом, гомілковий тримальний модуль та штучна стопа. Тримальні модулі — це металеві трубки, стопа — ресора з вигином. Між елементами протеза було змодельовано шарнірне з'єднання. Геометричні 3D-моделі системи «кістка – імплантат – протез» для І- та Е-імплантатів наведено на рис. 1.

Ця модель дозволяє вивчати деформування за всіх основних локомоцій людини, проте в цьому дослідженні розглядається лише квазістатичне моделювання. Відмінністю цієї роботи від, наприклад, [14] є введення трьох взаємно перпендикуляр-

них сил (рис. 2), що моделюють можливі ефекти від згину та скручування кінцівки.

У межах розрахункової схеми з'явилося кілька контактних зон. Основним об'єктом уваги є зони взаємодії стрижня І-імплантата з внутрішньою поверхнею кістки кукси стегна та Е-імплантата зі зовнішньою поверхнею стегнової кістки. Тут контакт моделювався з урахуванням сухого тертя ковзання зі змінним коефіцієнтом тертя (або адгезії), його змінність обиралася в діапазоні від 0,2 до 6. Ще одна контактна зона виникає в місці зрізу стегна з опорною головкою імплантата, але в цьому випадку він сталий — 0,5.

У розрахунках розглядалися такі геометричні розміри: довжина частини стегна — 316 мм; довжина стрижня І-імплантата — 110 мм, діаметр стрижня 12 мм; довжина верхньої трубки протеза — 100 мм, нижньої — 400 мм, та внутрішні діаметри трубок — 30 та 26 мм відповідно; розміри «стопа» — 80 × 200 мм, товщина пластини — 7 мм.

Фізико-механічні властивості елементів моделі наведено в таблиці [14].

Як чисельний метод використовувався МСЕ. Базовим скінченним елементом обрано тетраедричний елемент із 48 ступенями свободи. У місцях геометричних особливостей було зроблено згущення скінченно-елементної сітки.

Настання або ні небезпечної ситуації, з точки зору міцності, оцінювалось із застосуванням критеріальних показників. Для імплантата розглядався критерій настання плинину Мізеса. Небезпечною вважається ситуація, коли еквівалентне напруження (інтенсивність напружень) досягає межі плинину матеріалу. Для кістки обрано критерій руйнування Мора, який рекомендується застосовувати для матеріалів, які характеризуються крихким руйнуванням [15]. Еквівалентне напруження відповідно до критерію Мора визначається за формулою:

$$\sigma_{\text{екв}}^{\text{Мор}} = \sigma_1 - \frac{\sigma_p}{\sigma_c} \sigma_3,$$

де  $\sigma_1$  та  $\sigma_3$  — перше та третє головне напруження,  $\sigma_p$  — межа міцності на розтягнення,  $\sigma_c$  — на стиск. Небезпечною вважається ситуація, коли еквівалентне напруження (інтенсивність) досягає межі міцності матеріалу на розтягнення.

## Результати

Проведені розрахункові дослідження показали, що під час навантаження по біомеханічній осі деформування елементів схеми відбувається як в інтрамедулярного імплантата, так і екстрамедулярного. На рис. 3 та 4 наведено розподіли еквівалентних напружень у кістці та двох типах імплантатів за значень коефіцієнта тертя — 0,2 (на початку процесу адгезії).

Наведеними ілюстраціями доведено, що найбільш навантаженими зонами кістки й імплантата є місця їх взаємного контакту. Таким чином, у подібних розрахункових дослідженнях коректне моделювання контактної взаємодії між кісткою та імплантатом є необхідним етапом.

Під час використання І-імплантата найбільш навантаженою є зона кістки, яка знаходиться в околі каналу. У випадку Е-імплантата найнавантаженою стає зовнішня поверхня кістки. Відзначимо, що за розглянутих величин силового навантаження інтенсивність напружень в імплантатах не перевищує межю плинину, у кістці еквівалентне напруження за критерієм Мора також не досягає небезпечних значень.

На рис. 5 порівнюються величини максимального еквівалентного напруження за критерієм Мора залежно від значень коефіцієнта адгезії для випадку І- та Е-імплантата.

## Обговорення

Отримані результати свідчать про те, що в усіх розглянутих випадках еквівалентні напруження в кістці кукси не досягають межі міцності на розтягнення, тобто за умов центрального навантаження по біомеханічній осі кістка зберігає свою цілісність як у разі застосування інтрамедулярного, так і екстрамедулярного імплантата.

Таблиця

Елемент	Модуль Юнга, ГПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа плинину, ГПа	Межа міцності на розтягнення, ГПа	Межа міцності на стиск, ГПа
Стегнова кістка	10	0,35	—	0,80	1,20
Стержень імплантата (оксид титану)	96	0,36	0,93	—	—
Головка імплантата (вуглець-вуглецевий композитний матеріал)	180	0,19	—	1	1,40

Цей висновок узгоджується з даними інших дослідників, які зі застосуванням методу скінченних елементів показали, що за умов помірного фізіологічного навантаження вагою тіла безпосередньої небезпеки руйнування перипротезної кістки не виникає, проте коефіцієнт запасу міцності залишається відносно низьким [16, 17]. Зокрема, у роботі [16] автори, порівнюючи гвинтовий та пресовий І-імпланти для трансфemorальної ампутації за умов нормального циклу ходи, встановили, що обидві конструкції не спричиняють прямого ушкодження кістки за маси пацієнта до 100 кг, водночас характер розподілу напружень і густини енергії деформації між ними суттєво відрізняються.

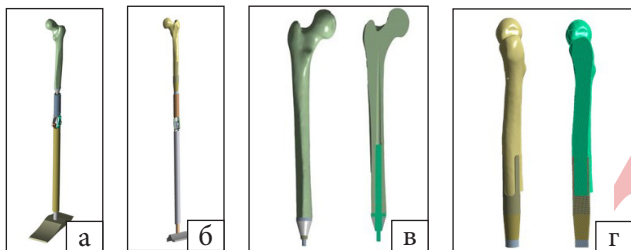


Рис. 1. Геометричні моделі: а) «кістка – імплантат – протез» з І-імплантом; б) «кістка – імплантат – протез» з Е-імплантом;

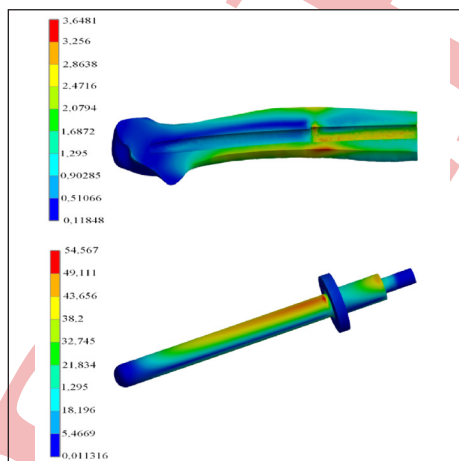
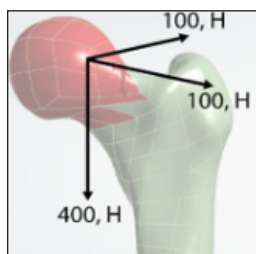


Рис. 3. Розподіл еквівалентних напружень (у МПа) у кістці

А. Mirulla та співавт. під час аналізу різних типів імплантатів виявили, що пікові значення напружень у кістці й імпланті є близькими для обох типів конструкцій, проте пресовий тип формує більші за площею зони високих напружень у дистальному відділі стегнової кістки [17]. У нашому дослідженні доведено принципову подібність механічної поведінки інтрамедулярного й екстрамедулярного імплантатів за умов центрального навантаження (рис. 3, 4), але водночас зафіксовано різний характер залежності пікових еквівалентних напружень від ступеня контакту кістки з імплантом (рис. 5).

Особливе значення в розрахунковому аналізі мало моделювання контактної взаємодії між кісткою й імплантом за допомогою закону сухого тертя Кулона зі змінним коефіцієнтом тертя (адгезії). Такий підхід є загальноприйнятим у дослідженнях біомеханіки безцементних і остеоінтегрованих імплантатів [16, 18, 19].

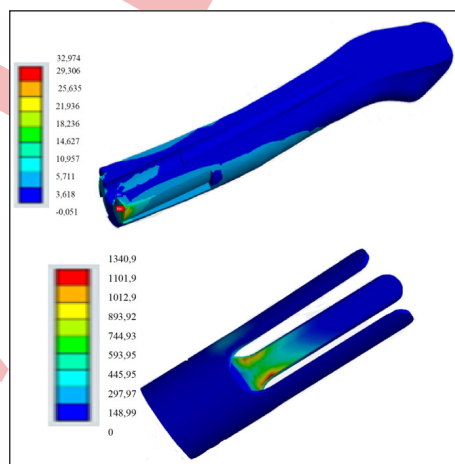


Рис. 4. Розподіл еквівалентних напружень (у МПа) у кістці

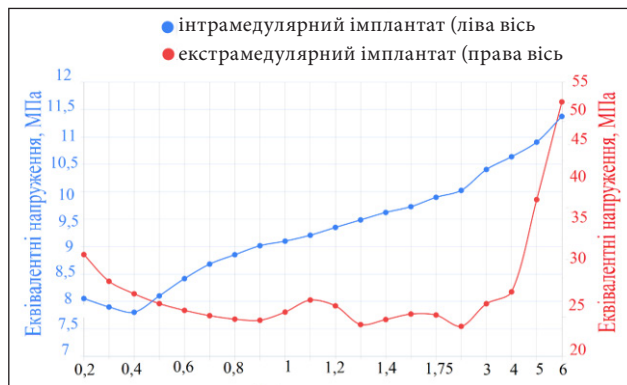


Рис. 5. Порівняння максимальних еквівалентних напружень відповідно до критерію Мора залежно від величини коефіцієнта адгезії в кістці під час застосування інтрамедулярного (синій) та екстрамедулярного (червоний) імплан-

Здебільшого в статтях щодо моделювання трансфеморальних остеоінтегрованих систем, приймається фіксований коефіцієнт тертя в діапазоні 0,3–0,5 [16, 18], що відповідає експериментальним даним для контакту трабекулярної кістки з пористо-покритою металевою поверхнею. Проте реальний інтерфейс «кістка – імплантат» має складну, динамічну природу: ступінь контакту змінюється з часом унаслідок остеоінтегративних процесів, а класичний закон Кулона не повністю відображає нелінійну поведінку інтерфейсу до та після завершення остеоінтеграції [19]. Тому варіювання коефіцієнта тертя у нашому дослідженні в діапазоні від 0,2 до 6 дозволило моделювати різні стадії контактної взаємодії (від раннього післяопераційного періоду до стану повної остеоінтеграції) і дослідити чутливість міцнісного відгуку системи до цього параметра.

У випадку І-імплантата графік максимальних еквівалентних напружень за критерієм Мора має яскраво виражений мінімум за коефіцієнта адгезії (тертя) 0,4, а далі спостерігається майже монотонне зростання. За Е-імплантата крива до значення коефіцієнта 4 є майже сталою з невеликими (до 0,5 МПа) сплесками, а різке зростання відбувається лише після цього значення. Невелике підвищення напружень за початкового значення коефіцієнта тертя може бути пов'язане зі суттєвими взаємними зміщеннями кістки й імплантата, тоді як ефект різкого зростання за великих значень коефіцієнта потребує додаткового дослідження і, можливо, застосування інших моделей взаємодії в умовах значної адгезії. Це узгоджується з висновками авторів роботи [19], які запропонували модифікований закон Кулона з урахуванням нормальної когезії й тангенціального дебондингу інтерфейсу і показали, що поведінка інтерфейсу за наявності часткової остеоінтеграції суттєво відрізняється від класичних припущень про повне сходження або повне ковзання.

Аналіз розподілу напружень довів, що найбільш навантаженими зонами в обох випадках є місця взаємного контакту кістки й імплантата: за умов І-імплантата — це ділянка кістки в околі мозкового каналу, у разі Е- — зовнішня поверхня стегнової кістки в зоні охоплення «чашкою». Подібна локалізація пікових напружень відзначена й іншими авторами для остеоінтегрованих трансфеморальних імплантатів: концентрація напружень виникає поблизу проксимального кінця інтрамедулярного стрижня та поблизу зони остеотомії [16, 18]. Це підтверджує важли-

вість коректного моделювання контактної взаємодії в подібних завданнях.

Окрім гострого ризику перелому, тривала зміна локального розподілу напружень у періпротезній зоні може спричинити процеси перебудови кісткової тканини за рахунок ефекту «екранування напружень», що клінічно проявляється остеопенією, потоншенням кіркової кістки та збільшенням ризику періпротезного перелому [12, 13, 20]. У роботі [20] описано клінічний випадок періпротезного перелому в пацієнтки з трансфеморальною ампутацією та індивідуальним стегновим імплантатом, де однією з основних причин руйнування кістки стала екстенсивна резорбція внаслідок «екранування напружень». У нашому дослідженні центральне навантаження по біомеханічній осі не виявило ознак значного перерозподілу напружень, який міг би призвести до подібних явищ, проте в подальшому необхідне моделювання нецентричного та динамічного навантаження для адекватного оцінювання цього ризику.

Із методологічної точки зору важливою особливістю наведеної роботи є застосування критерію Мора для вивчення міцності кісткової тканини як крихкого матеріалу [15] та критерію плинності Мізеса для оцінювання міцності металевих імплантатів, що відповідає сучасним рекомендаціям щодо моделювання тканин і матеріалів із принципово різними механічними властивостями. Окрім того, на відміну від більшості опублікованих робіт [7, 8, 16–18], у яких аналізується або лише система «імплантат – кістка», або спрощено враховується силова взаємодія з протезом, у нашій моделі реалізовано повну збірку «кістка – імплантат – протез» зі застосуванням трьох взаємно перпендикулярних сил, що дозволяє моделювати ефекти згину та скручування кінцівки. Це створює методологічну основу для подальшого розширення розрахункової схеми на динамічні режими навантаження та різні локомоції людини.

Систематичний огляд авторів [21], який охоплює 17 досліджень *in vitro* та *in silico* остеоінтегрованих трансфеморальних протезів, вказує на відсутність уніфікованих методичних підходів до оцінювання первинної стабільності, екранування та концентрації напружень. Це обмежує можливості прямого порівняння кількісних результатів різних робіт і обґрунтовує необхідність розвитку індивідуалізованих моделей із чітким описом припущень і граничних умов. У зв'язку з цим методологічна цінність нашого підходу по-

лягає в можливості використання індивідуальних результатів розрахункового аналізу для обґрунтування показів і параметрів імплантації в конкретного пацієнта, що особливо актуально для практики ЕЕ-протезування в умовах післявоєнної реабілітації в Україні [4, 5].

Обмеженнями цього етапу дослідження є квазістатичний характер аналізу, розгляд лише центрального навантаження по біомеханічній осі та припущення про ідеалізовану геометрію кістки кукси. Подальшу роботу доцільно пов'язати з реальними умовами експлуатації протеза — урахуванням динамічних чинників, моментів сил, нестандартних навантажень (падіння, спотикання) [17], а також із моделюванням різних стадій контактної взаємодії з використанням нелінійних моделей фрикції та когезії [19].

## Висновки

Аналіз джерел інформації щодо ступеня розвитку наукових засад методу ЕЕ-протезування та практики його застосування вказує на необхідність продовження та поглиблення його вивчення, обґрунтування переваг та усунення ризиків.

У цій роботі створено 3D-моделі біомеханічних систем «кістка – імплантат – протез» для випадків інтра- та екстремедулярних імплантатів. На цьому етапі досліджень наведено розрахунковий аналіз деформування біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» за умови її навантаження в ідеальних умовах, тобто по біомеханічній осі. Як чисельний використовувався метод скінченних елементів. Умови контактної взаємодії між кісткою та імплантатом визначалися, виходячи з моделі сухого тертя. Проведено серію розрахунків, у яких різні стадії контактної взаємодії змодельовано варіюванням значення коефіцієнта адгезії.

Принциповий висновок аналізу отриманих результатів полягає в тому, що під час розглянутих умов центрального навантаження кістки кукси вагою тіла людини не виявлено значимі ризики порушення її міцності, причому для обох типів імплантатів.

Значення розробленої методології аналізу полягає також в тому, що рішення стосовно застосування імплантатів для конкретних пацієнтів можливо обґрунтовувати на основі індивідуальних результатів відповідного розрахункового аналізу.

Подальші дослідження необхідно пов'язувати з реальними умовами експлуатації протезів, тобто з урахуванням динамічних чинників наванта-

ження на біомеханічну систему ендо-екзо-протеза (перш за все дії моментів сил, обумовлених схемою протеза та ротаційними моментами в горизонтальній площині, нестандартними умовами, що можуть виникати під час застосування), а також із розглядом інших моделей та стадій контактної взаємодії в системі «імплантат – кістка кукси». Математичні моделі можуть скласти основу в розробці та технології застосування таких елементів конструкції протеза, як розвантажувальний модуль, ротаційний механізм із системою управління тощо.

На нашу думку, необхідно також з'ясувати небезпеку руйнування адгезії від дії через металевий імплантат температурних факторів (наприклад, під час перебування протезованого пацієнта на холоді).

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Подальші дослідження доцільно спрямувати на вивчення декількох аспектів, а саме: врахування динамічної складової навантаження на систему «кістка – імплантат – протез», а також аналіз впливу температурних деформацій на міцність і цілісність з'єднання (адгезії) кістки й імплантата.

Інформація про фінансування. Зовнішнього фінансування дослідження не отримувало.

Внесок авторів. Сітенко О. М. — загальна постановка проблеми, збір та аналіз матеріалу з джерел інформації, участь в обговоренні й аналізі результатів, написання рукопису; Ларін О. О. — участь у створенні математичних моделей, аналіз розрахункових результатів, критичний перегляд і редагування тексту; Лавінський Д. В. — критичний аналіз джерел інформації, участь у створенні математичних моделей, аналіз розрахункових результатів, написання рукопису та редагування тексту; Барбін К. А. — проведення розрахункових досліджень, аналіз розрахункових результатів.

## Список літератури

1. Hoyt, B. W., Walsh, S. A., & Forsberg, J. A. (2020). Osseointegrated prostheses for the rehabilitation of amputees (OPRA): results and clinical perspective. *Expert review of medical devices*, 17(1), 17–25. <https://doi.org/10.1080/17434440.2020.1704623>
2. Evans, A. R., Tetsworth, K., Quinlan, S., & Wixted, J. J. (2024). Transcutaneous osseointegration for amputees. *OTA International*, 7(2S). <https://doi.org/10.1097/oi9.0000000000000326>
3. Sreedharan, S., Gray, S., & Bruscino-Raiola, F. (2021). Osseointegrated prostheses for lower limb amputees: a review of complications. *Australasian journal of plastic surgery*, 4(1), 55–61. <https://doi.org/10.34239/ajops.v4n1.199>
4. Haluzynskyi, O., Linenko, O., Bondarenko, S., Nikolov, M., & Maltseva, V. (2024). Osseointegrative prosthetics: Opportunities, challenges, and prospects for its application in the rehabilitation of patients with amputated limbs (Literature review). *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (3), 86–97. <https://doi.org/10.15674/0030-59872024386-97>
5. Sitenko, O., & Sitenko, T. (2024). Biomechanical aspects of Endo-exo-prosthetics of the lower limbs. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (2), 69–75. <https://doi.org/10.15674/0030-59872024269-75>
6. Du, X., Zhao, X., Lei, J., & Zhang, G. (2024). Finite element modeling and injury criteria investigation for the lower leg of the Chinese human body under impact loads. *Theoretical*

- and applied mechanics letters, 14(4), 100547. <https://doi.org/10.1016/j.taml.2024.100547>
7. Tuninetti, V., Fuentes, G., Oñate, A., Narayan, S., Celentano, D., García-Herrera, C., ... & Valle, R. (2024). computational shape design optimization of femoral implants: towards efficient forging manufacturing. *Applied sciences*, 14(18), 8289. <https://doi.org/10.3390/app14188289>
  8. Kumar, P., & Jain, N. K. (2021). Finite element analysis of femoral prosthesis using ti-6al-4 V alloy and TiNbZrTaFe high entropy alloy. *Materials today: Proceedings*, 44, 1195–1201. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.11.239>
  9. Johnson, J. E., Brouillette, M. J., Miller, B. J., & Goetz, J. E. (2023). Finite element model-computed mechanical behavior of femurs with metastatic disease varies between physiologic and idealized loading simulations. *Biomedical engineering and computational biology*, 14, 11795972231166240. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.11.239>
  10. Rostamian, R., Silani, M., Ziaei-Rad, S., Busse, B., Qwamizadeh, M., & Rabczuk, T. (2022). A finite element study on femoral locking compression plate design using genetic optimization method. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 131, 105202. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105202>
  11. Ceddia, M., Solarino, G., Cassano, G. D., & Trentadue, B. (2023). Finite element study on stability in the femoral neck and head connection to varying geometric parameters with the relates implications on the effect of wear. *Journal of composites science*, 7(9), 387. <https://doi.org/10.3390/jcs7090387>
  12. Xiao, Z., Wu, L., Wu, W., Tang, R., Dai, J., & Zhu, D. (2023). Multi-scale topology optimization of femoral stem structure subject to stress shielding reduce. *Materials*, 16(8), 3151. <https://doi.org/10.3390/ma16083151>
  13. Sun, X., Curreli, C., & Viceconti, M. (2024). Finite element models to predict the risk of aseptic loosening in cementless femoral stems: a literature review. *Applied sciences*, 14(8), 3200. <https://doi.org/10.3390/app14083200>
  14. Lavinsky, D., Larin, O., Sitenko, O., Tomashevskiy, R., & Barbin, K. (2025). Biomechanical analysis of bone-implant interaction in a femoral prosthetic reconstruction. *IFMBE Proceedings*, 483–491. [https://doi.org/10.1007/978-3-032-06494-3\\_48](https://doi.org/10.1007/978-3-032-06494-3_48)
  15. Li, S. (2024). Rational implementation of the Mohr criterion in its general form. *International Journal of mechanical sciences*, 279, 109449. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2024.109449>
  16. Tomaszewski, P. K., Verdonschot, N., Bulstra, S. K., & Verkerke, G. J. (2010). A comparative finite-element analysis of bone failure and load transfer of osseointegrated prostheses fixations. *Annals of biomedical engineering*, 38(7), 2418–2427. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-9966-9>
  17. Mirulla, A. I., Di Paolo, S., Di Simone, F., Ingrassia, T., Nigrelli, V., Zaffagnini, S., & Bragonzoni, L. (2020). Biomechanical analysis of two types of osseointegrated transfemoral prosthesis. *Applied Sciences*, 10(22), 8263. <https://doi.org/10.3390/app10228263>
  18. Xu, W., Xu, D. H., & Crocombe, A. D. (2006). Three-dimensional finite element stress and strain analysis of a transfemoral osseointegration implant. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, Part H: journal of engineering in medicine*, 220(6), 661–670. <https://doi.org/10.1243/09544119JEIM84>
  19. Immel, K., Nguyen, V. H., Haiat, G., & Sauer, R. A. (2022). Modeling the debonding process of osseointegrated implants due to coupled adhesion and friction. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 22(1), 133. <https://doi.org/10.1007/s10237-022-01637-7>
  20. Wik, T. S., Foss, O. A., Havik, S., Persen, L., Aamodt, A., & Witsø, E. (2010). Periprosthetic fracture caused by stress shielding after implantation of a femoral condyle endoprosthesis in a transfemoral amputee — a case report. *Acta orthopaedica*, 81(6), 765–767. <https://doi.org/10.3109/17453674.2010.533937>
  21. Galteri, G., & Cristofolini, L. (2023). In vitro and in silico methods for the biomechanical assessment of osseointegrated transfemoral prostheses: a systematic review. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 11, 1237919. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1237919>

Стаття надійшла до редакції 22.04.2026	Отримано після рецензування 04.05.2026	Прийнято до друку 05.05.2026
---	---	---------------------------------

## COMPUTATIONAL ANALYSIS OF THE DEFORMATION OF THE BIOMECHANICAL SYSTEM «BONE – IMPLANT – PROSTHESIS»

O. M. Sitenko <sup>1</sup>, O. O. Larin <sup>2</sup>, D. V. Lavinsky <sup>2</sup>, K. A. Barbin <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Oleksandr Sitenko, PhD in Biomechanics and Prosthetics: [sitenko@meta.ua](mailto:sitenko@meta.ua)

✉ Oleksiy Larin, Prof. in Tech. Sci.: [Oleksiy.Larin@khpi.edu.ua](mailto:Oleksiy.Larin@khpi.edu.ua); <https://orcid.org/0000-0002-5721-4400>

✉ Denis Lavinsky, Prof. in Tech. Sci.: [Denys.Lavinskiy@khpi.edu.ua](mailto:Denys.Lavinskiy@khpi.edu.ua); <https://orcid.org/0000-0002-1380-3131>

✉ Kostiantyn Barbin, PhD-student: [Kostiantyn.Barbin@infiz.khpi.edu.ua](mailto:Kostiantyn.Barbin@infiz.khpi.edu.ua); <https://orcid.org/0009-0003-1152-4950>

УДК 617.575/.576:616.727.6-007.2](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026264-70>

## Як впливає ступінь деформівного артрозу кистьового суглоба на результати хірургічного лікування псевдоартрозу човноподібної кістки?

С. В. Тимошенко

**Objective.** To evaluate the effectiveness of surgical treatment of scaphoid nonunion using screw fixation with bone grafting in patients with different stages of wrist osteoarthritis. **Methods.** This single-center study included 81 adult patients with nonunion located in the middle third of the scaphoid. All patients underwent surgical treatment consisting of nonunion resection via a volar approach, iliac crest bone grafting, and fixation with a specialized compression screw. Exclusion criteria were nonunion of the proximal or distal third of the scaphoid, signs of avascular necrosis of bone fragments, and bilateral wrist involvement. Patients were divided into four subgroups: without osteoarthritis and with stage I, II, and III osteoarthritis according to the SNAC classification (SNAC 0, I, II, III), comprising 34, 21, 19, and 7 patients, respectively. Outcomes were assessed at 1 year or longer postoperatively, including union rate, cylindrical grip strength (as a percentage of the contralateral side), DASH score, and wrist flexion–extension range of motion. **Results.** Bone union was achieved in 88 % of cases overall. The rate of nonunion increased significantly with advancing osteoarthritis stage: 3, 10, 21 and 42 % for SNAC 0, I, II, and III, respectively ( $p = 0.0021$ ). Most postoperative functional outcomes (range of motion, grip strength, and qDASH scores) demonstrated clinical and subjective improvement in patients with achieved union; however, the magnitude of improvement decreased with increasing osteoarthritis severity, particularly in SNAC III. Among patients who achieved scaphoid union, no statistically significant differences were found in the improvement of strength, range of motion, or disability scores depending on the stage of wrist osteoarthritis. **Keywords.** Wrist joint, deforming osteoarthritis, nonunion, scaphoid, nonunion rate, contractures.

**Мета.** Визначити ефективність хірургічного лікування несправжнього суглоба човноподібної кістки шляхом її остеосинтезу гвинтом із кістковою пластикою на фоні деформівного артрозу кистьового суглоба різної стадії. **Методи.** Здійснено одноцентрове дослідження, відібрано 81 дорослого пацієнта з псевдоартрозом на рівні середньої третини човноподібної кістки. Усі прооперовані методикою резекції несправжнього суглоба човноподібної кістки з долонного доступу з кістковою пластикою з крила клубової кістки та остеосинтезом спеціалізованим компресійним гвинтом. Результати аналізували в 4-х підгрупах: перша — без деформівного артрозу та ще три — з деформівним артрозом першої, другої та третьої стадій (SNAC 0, I, II, III) — 34/21/19/7 пацієнтів відповідно. Ефективність лікування оцінювалась через рік і більше за частотою зрощення несправжнього суглоба, силою циліндричного захвату у відсотках від здорової сторони, балів qDASH та амплітудою згинання/розгинання в зап'ястку. Результати. Зрощення кістки у 88 % випадків за умов зростання стадії артрозу, відповідно SNAC 0, I, II, III, частота незрощення після хірургічного лікування склала 3, 10, 21, 42 % відповідно, і тенденція до збільшення частки незрощення достовірна ( $p = 0,0021$ ). Більшість кінцевих післяопераційних амплітудно-силових та qDASH показників у пацієнтів із консолидацією псевдоартрозу човноподібної кістки були з клініко-суб'єктивним покращенням, проте його кількісні значення зменшувались згідно зі зміною стадії артрозу, особливо це стосувалось SNAC III. У пацієнтів, яким проведено втручання і досягнуто зрощення човноподібної кістки, приріст силових та амплітудних показників

**Ключові слова.** Кистьовий суглоб, деформівний артроз, псевдоартроз, човноподібна кістка, незрощен-

## Вступ

Базовою методикою лікування несправжнього суглоба човноподібної кістки є резекція зони псевдоартрозу, виправлення її форми та довжини з наступною кістковою пластикою та остеосинтезом компресійним гвинтом [1]. Під час лікування такого псевдоартрозу, неускладненого дегенеративними змінами в суглобі, досягаються досить високі (до 88–90 %) показники консолідації [2]. Відомо, що в разі деформівного артрозу (ДА) кистьового суглоба, який традиційно позначається для цієї патології у I, II та III стадіях колапсу зап'ястка або аббревіатурою SNAC — 0, I, II, III (Scaphoid Nonunion Advanced Collapse) відповідно [3], ефективність оперативного лікування знижується залежно від стадії. Авторами зазначається, що наведені в дослідженнях серії пацієнтів, особливо з II, III стадіями ДА відносно невеликі, результати неоднозначні [4, 5]. Тому потребує наукового аналізу й уточнення ефективність такого хірургічного підходу під час лікування несправжнього суглоба човноподібної кістки на фоні спричиненого ним же ДА кистьового суглоба.

Мета: визначити ефективність хірургічного лікування несправжнього суглоба човноподібної кістки шляхом її остеосинтезу гвинтом із кістковою пластикою на фоні деформівного артрозу кистьового суглоба різної стадії.

## Матеріал і методи

Здійснено одноцентрове дослідження, для аналізу відібрано 81 пацієнта, які були госпіталізовані до клініки реконструктивно-відновної хірургії верхньої кінцівки ДУ «Національний інститут травматології та ортопедії НАМН України» (м. Київ) із псевдоартрозом на рівні середньої третини човноподібної кістки. Критерії виключення: хворі до 18 років, псевдоартроз ділянки проксимальної або дистальної третини кістки, рентген та виявлені за допомогою магнітно-резонансної томографії (МРТ) ознаки явного асептичного некрозу фрагментів кістки, ураження обох кистей, попередні втручання на човноподібній кістці.

Дослідження схвалене локальним комітетом із біоетики (протокол № 2 від 12.03.2026 р.) відповідної установи залежно до правки ICH GCP, Гельсінської декларації прав людини та біомедицини, а також чинного законодавства України. Усі залучені пацієнти були ознайомлені з планом та умовами проведення роботи, надали письмову згоду.

Усі хворі прооперовані методикою резекції несправжнього суглоба човноподібної кістки з долонного доступу, із розділенням зони несправжнього суглоба, виправленням форми та довжини човноподібної кістки, резекцією зони несправжнього суглоба човноподібної кістки циліндричною фрезою 7 мм зовнішнього діаметра до спонгіозної кісткової тканини, та заміщенням аутологічним цілісним спонгіозним кістковим трансплантатом із крила клубової кістки, взятим другою фрезою зі 7 мм внутрішнього діаметра. Остеосинтез здійснено спеціалізованим компресійним гвинтом (схема). Таким чином, остеосинтез доповнювався своєрідною «press fit»-фіксацією кістковим трансплантатом.

Результати оцінювались у 4-х підгрупах: без та з ДА I, II, III стадій (SNAC 0, I, II, III) — 34/21/19/7 пацієнтів відповідно.

Ефективність лікування аналізувалась через рік і більше за частотою зрощення несправжнього суглоба (КТ-ознаки), силою циліндричного захвату (динамометр кистьовий) у відсотках від здорової сторони, балами qDASH та амплітудою згинання/розгинання у зап'ястку (кутомір ортопедичний).

У дослідженні застосовано непараметричні методи статистичного аналізу (критерій Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U-test), логістичну регресію з розрахунком відношення шансів (OR, 95 % CI), а також описову статистику (медіана, діапазон, IQR).

Розподіл пацієнтів за ступенем артрозу та їхні демографічні показники наведено в таблиці 1. Такі параметри, як механізм травми, її давність і сторона ураження в аналіз не включали.

Початкові дані пацієнтів до хірургічного лікування у вигляді розгинання зап'ястка, амплітуди згинання/розгинання в кистьовому суглобі, сили циліндричного захвату та значення qDASH за групами пацієнтів за ступенем артрозу наведено в таблиці 2.

## Результати

Консолідація несправжнього суглоба відбулась у 71 (88 %) пацієнтів, як правило в терміні 8–12 тижнів. Вік, стать, початкові амплітудно-силові характеристики та ступінь недієздатності верхньої кінцівки за qDASH достовірно не впливали на показники зрощення.

Утім для всіх стадій артрозу вона склала 3, 10, 21, 42 % відповідно, і тенденція до збільшення частки незрощення у хворих із тяжчим артрозом достовірна ( $p = 0,0021$ ). За логістичною моделлю підвищення ступеня SNAC на 1 асоціювало-

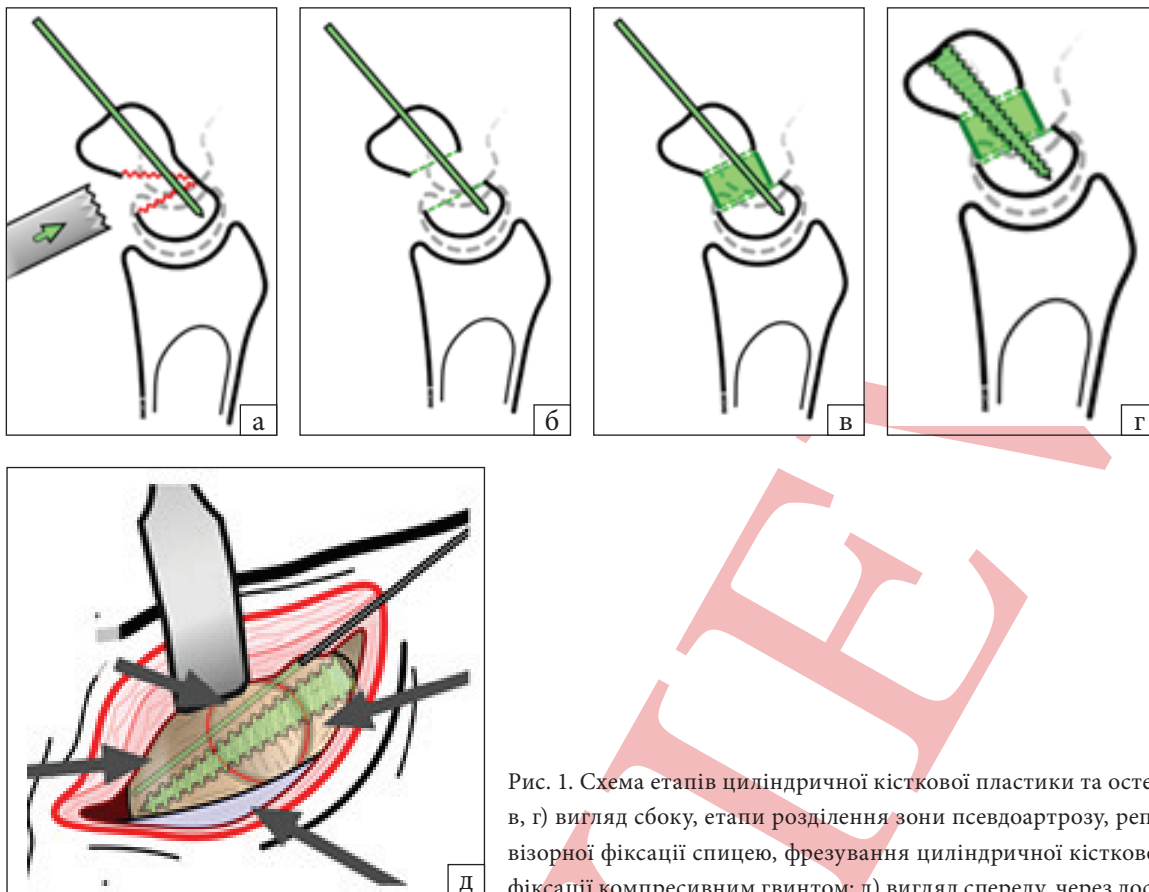


Рис. 1. Схема етапів циліндричної кісткової пластики та остеосинтезу: а, б, в, г) вигляд сбоку, етапи розділення зони псевдоартрозу, репозиції та провізорної фіксації спицею, фрезування циліндричної кісткової пластики та фіксації компресивним гвинтом; д) вигляд спереду, через доступ, перед ви-

Таблиця 1

Ступінь артрозу	Кількість, n	Чоловіки, n (%)	Жінки, n (%)	Вік, роки, медіана (діапазон) IQR
SNAC 0	33	30 (90,9 %)	3 (9,9 %)	29 (19–45) 13
SNAC I	21	19 (90,9 %)	2 (9,1 %)	32 (20–61) 17
SNAC II	19	17 (90,5 %)	2 (9,5 %)	32 (19–62) 21
SNAC III	8	17 (89,5 %)	2 (10,5 %)	35 (22–68) 21

Примітка. \* — достовірно чоловіків більше ніж жінок, але розподіл за групами рівномірний. Загальна різниця

Таблиця 2

Показник	Медіана (діапазон) IQR				усі
	SNAC 0	SNAC I	SNAC II	SNAC III	
Сила, у відсотках від здорової сторони	35,7 (9,1–80,0) 23,2	25,7 (7,7–72,4) 23,5	20,0 (8,0–51,9) 18,8	15,4 (6,8–40,0) 8,7	29,2 (6,8–80,0) 24,6
Розгинання, градуси	30 (0–50) 30	30 (0–45) 25	20 (0–45) 30	15 (0–50) 20	30 (0–50) 30
Амплітуда згинання/розгинання, градуси	130 (70–160) 40	120 (60–150) 35	120 (70–140) 40	110 (60–130) 35	120 (60–160) 40

ся зі зростанням шансів незрощення в 2,83 рази (OR 2,83; 95 % CI 1,36–5,92;  $p = 0,0055$ ).

На результат хірургічного лікування факт незрощення псевдоартрозу мав очевидний і достовірний вплив. У таблиці 3 наведено початкові та кінцеві показники в пацієнтів із консолидацією та незрощенням човноподібної кістки через рік і більше після операції.

Отже, у хворих обох груп (зі зрощенням і без) початкові параметри достовірно не відрізнялись. А ось факт відсутності консолидації псевдоартрозу достовірно знижував амплітуду руху зап'ястка, силу кисті, нерідко призводячи до негативної динаміки недієздатності верхньої кінцівки, що суттєво впливало на результати лікування цих пацієнтів, порівняно з тими, у кого кістка зрослась.

Проте і в разі консолидації човноподібної кістки ефективність остеосинтезу з кістковою пластикою помітно відрізнялась у групах з різною стадією деформівного артрозу кистьового суглоба (табл. 4).

Отже наявність ДА кистьового суглоба достовірно погіршує результати хірургічного лікування, як за частотою зрощення, так і за амплітудно-силовими показниками, у тому числі за суб'єктивною оцінкою недієздатності верхньої кінцівки за опитувальником за qDASH.

Характерно, що ефективність хірургічного лікування, яка виражається в динаміці цих показників, між до- і післяопераційними параметрами достовірно не відрізнялась поміж пацієнтів із ДА різних стадій та без артрозу.

Таблиця 3

Результати хірургічного лікування пацієнтів із несправжнім суглобом човноподібної кістки

Показник	Незрощення (n = 10)	Зрощення/інші (n = 71)	p (MWU)
Вік, роки, медіана (діапазон) IQR	26 (20–41) 16	32 (19–64) 15	0,498
Сила захвату, у відсотках від здорової кисті: – до операції; – після	23 (10–50) 17 11 (4–22) 6	30 (7–80) 26 46,2 (8,8–86,7) 26	0,741 < 0,001
Амплітуда згинання/розгинання, градуси: – до операції; – після	120 (70–160) 40 95 (70–140) 30	120 (60–160) 40 150 (70–180) 40	0,846 < 0,001

Таблиця 4

Показник	SNAC 0	SNAC I	SNAC II	SNAC III
Сила захвату: – після лікування, кг; – у відсотках від здорової кисті	22,0 (5,0–40,0) 7,0* 52,7 (12,8–86,7) 20,7*	13,0 (3,0–28,0) 10,0 33,3 (8,8–72,4) 24,0*	13,0 (2,0–28,0) 10,0 27,1 (4,2–63,0) 31,5*	11,0 (2,0–24,0) 8,5* 24,0 (3,8–56,7) 25,0*
Динаміка сили захвату, кг	11,8 (–7,7–68,2) 24,8	6,7 (–31,3–31,2) 18,2	10,8 (–36,4–43,5) 19,0	12,5 (–11,5–47,7) 20,5
Розгинання після втручання, градуси	45 (0–60) 30*	40 (0–60) 25*	45 (0–60) 30	30 (0–60) 35*
Амплітуда згинання/розгинання після операції, градуси	150 (90–180) 40*	140 (70–170) 40*	140 (90–180) 40*	130 (70–180) 60
Динаміка амплітуди, %	15,4 (–10,0–50,0) 18,2	12,5 (–11,1–33,3) 17,9	16,7 (–7,7–33,3) 17,9	14,3 (–7,1–33,3) 17,9
qDASH після лікування, бали	2,3 (0,0–29,5) 6,8	6,8 (0,0–40,9) 9,1	9,1 (0,0–34,1) 11,4	9,1 (0,0–22,7) 11,4
Динаміка qDASH, бали	11,4 (–6,8–63,6) 18,2	13,6 (–4,5–61,4) 18,2	13,6 (–4,5–63,6) 22,7	6,8 (–6,8–45,5) 15,9

Примітка. \* — достовірні відмінності ( $p < 0,05$ ) склали наступні пари показників: сила захвату після операції в кг для SNAC 0 була більша за SNAC III. Сила захвату після втручання у відсотках порівнюючі зі здоровою стороною для SNAC 0 була більша за SNAC I, II, III. Розгинання в градусах для SNAC 0 було більше за SNAC I,

Щодо зменшених амплітудних характеристик суглоба в пацієнтів із ДА, то слід вважати, що це пов'язано зі вторинними змінами човноподібної кістки у вигляді її «молоткоподібної» деформації. Також із формуванням тильних крайових кісткових розростань як човноподібної кістки, так і тильно-променевого краю відповідної суглобової фасетки променевої кістки (рис. 2).

Цей конфлікт найбільш ймовірно і унеможливорює повне розгинання в суглобі. Тому навіть факт консолідації кістки може не давати оптимального клінічного покращення, особливо це стосується амплітуди розгинальних рухів у суглобі (рис. 3).

Ураховуючи долонний доступ під час остеосинтезу, виконати через нього тильну хейлектомію на етапі остеосинтезу технічно не можливо, а розширення обсягу операції до 2-х доступів може позначитись на кровообігу фрагментів кістки, тому вкрай не бажане.

Окрім деформації кістки і крайових кісткових розростань, контрактура може бути зумовлена і дегенеративно-дистрофічними змінами у синовіальній оболонці та капсулі суглоба, що підтвер-

джується кількісними морфологічними дослідженнями [8]. Це є невід'ємною морфологічною складовою деформівного артрозу, у тому числі кистьового суглоба [8]. Це має бути враховано у разі повторних мобілізуючих втручань на ньому за умов значних контрактур після операцій остеосинтезу.

### Обговорення

Основним, базовим результатом хірургічного лікування залишається досягнення консолідації човноподібної кістки. Її відсутність принципово негативно позначається на результатах остеосинтезу.

Отримані на нашій групі пацієнтів дані щодо достовірного негативного впливу стадії ДА на частку консолідації несправжнього суглоба кількісно доповнюють і підтверджують уже опубліковані припущення [1, 2].

Окрім того, наведена авторитетними дослідниками інформація про знижені показники функціональних результатів остеосинтезу кістки з кістковою пластикою в разі артрозу кистьового суглоба загалом відповідають отриманим і в се-

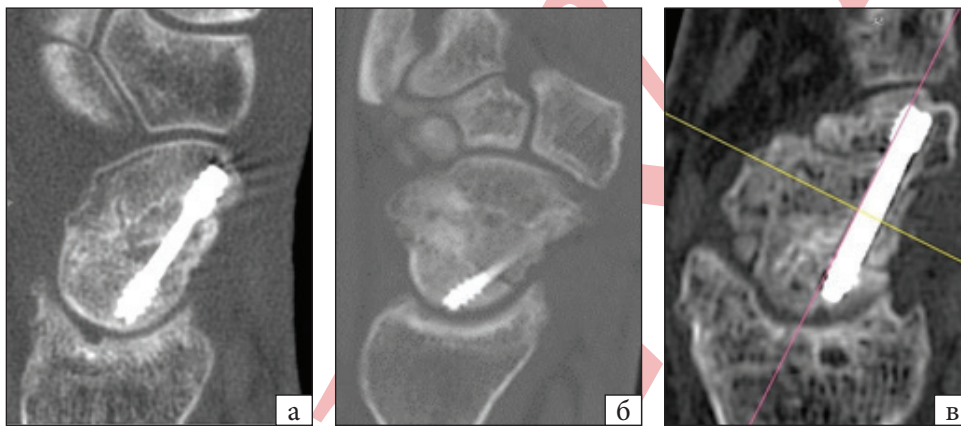


Рис. 2. Фотовідбитки сагітальних КТ-послідовностей через консолідовану човноподібну кістку в пацієнтів з артрозом: а) SNAC I б) SNAC II в) SNAC III. Фор-

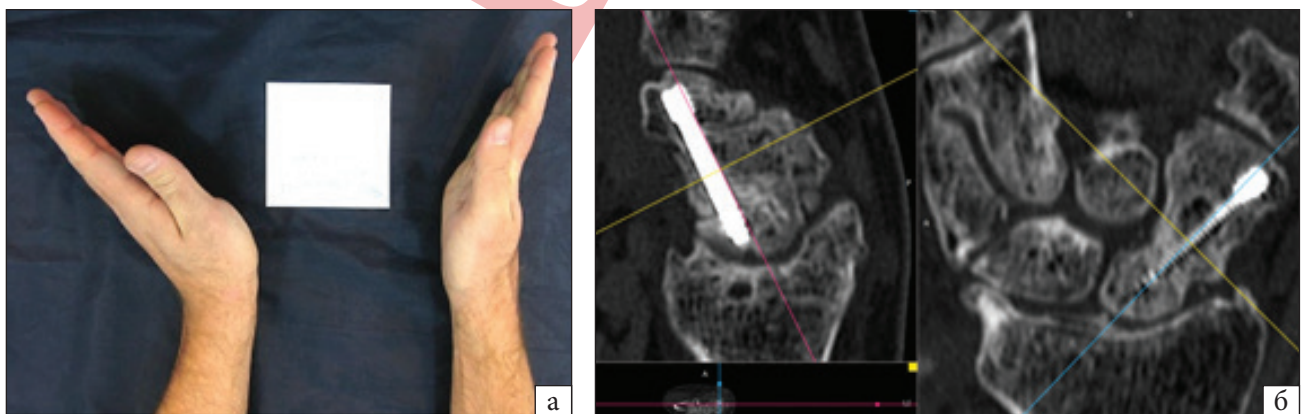


Рис. 3. Результати лікування пацієнта К., 33 роки: а) обмежене розгинання правого зап'ястка після консолідації псевдоарт-

рії наших пацієнтів [3–5]. Утім випадки лікування пацієнтів із ДА зап'ястка, як нашого, так і цих досліджень відносно не великі, тому доповнюють і уточнюють кількісні показники одне одного.

Отримані в цій роботі дані свідчать, що ефективність лікування, а саме динаміка силових та амплітудних показників і змін недієздатності не відрізняється достовірно залежно від стадії артрозу зап'ястка за якої проведено хірургічне лікування і досягнуто зрощення. Це потребує подальших досліджень, адже подібних тверджень чи заперечень у доступних публікаціях не виявлено. Ймовірно, у разі консолідації несправжнього суглоба, незалежно від стадії артрозу, може бути отриманий певний значимий рівень простоту функціональних параметрів суглоба. Інша річ, що через низькі початкові параметри навіть наявна позитивна динаміка не приведе пацієнта до прийняттого ним результату. Особливо це стосується амплітуди розгинання зап'ястка, що часто не влаштовує хворого зі SNAC II, III.

Окремо зауважимо, що для SNAC III рівень незрощень у 42 % є неприйнятним і рекомендувати цим хворим остеосинтез за описаною методикою недоцільно.

У разі контрактури можуть стати в нагоді мобілізувальні хірургічні втручання (як відкриті, так і ендоскопічні), стілодектомії, релізи капсули суглобів, денервації, які, як правило, доцільно проводити не раніше року після остеосинтезу. Проте ефективність цих операцій згідно з публікаціями відносно не велика, а амплітуда покращується на 10–15 % [6].

Під час планування оперативного лікування за SNAC II, III доречним є використання артропластичних операцій, як то видалення проксимального ряду кісток зап'ястка або ексцизії човноподібної кістки, як процедур, які зберігають рухи. Особливо це стосується пацієнтів із досить низькими початковими параметрами амплітуди, адже відомо, що ці резекційні артропластики мають високу ефективність, попри прийнятний рівень ускладнень і повторних втручань [7]. З іншого боку, у разі низьки попередніх неуспішних втручань, або високих вимог пацієнта до силових характеристик кисті на фоні глибокого ураження слід розглядати артродез кистьового суглоба, як альтернативу реконструкціям [8].

## Висновки

Хірургічне лікування несправжнього суглоба човноподібної кістки шляхом резекції його зони, із кістковою пластикою з крила клубової кістки

та МОС спеціалізованим гвинтом є високоефективним способом лікування, і дозволяє досягнути зрощення кістки у 88 % випадків, проте результати такого втручання у хворих із деформівним артрозом кистьового суглоба різної стадії неоднорідні.

Зі зростанням стадії артрозу, SNAC 0, I, II, III, частота незрощення після втручання складала 3, 10, 21, 42 % відповідно, тенденція до збільшення достовірності ( $p = 0,0021$ ).

За логістичною моделлю підвищення стадії SNAC на 1 асоціювалося зі зростанням шансів незрощення у майже 3 рази (OR 2,83; 95 % CI 1,36–5,92;  $p = 0,0055$ ).

Більшість кінцевих післяопераційних амплітудно-силових та qDASH даних у пацієнтів із консолідацією псевдоартрозу човноподібної кістки були з клініко-суб'єктивним покращенням, проте його кількісні показники зменшувались відповідно до зростання стадії артрозу, особливо це стосувалося SNAC III.

У хворих, яким проведено хірургічне лікування і досягнуто зрощення човноподібної кістки, динаміка як силових та амплітудних показників, так і змін недієздатності не відрізняється достовірно залежно від стадії артрозу зап'ястка.

Обмеження дослідження: не врахована домінантна чи недомінантна рука під час визначення показників сили та qDASH, це може мати вплив. Обраховувались результати амплітуди і сили усіх пацієнтів, навіть коли зрощення не було досягнуто, що спотворювало результати аналізу, але показало весь масив результатів.

Конфлікт інтересів. Автор декларує відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Порівняння результатів кількох центрів хірургії кисті, аналіз результатів лікування окремо у групах зрощення і незрощення. Аналіз віддалених результатів у групи хворих з релізом зап'ястка з приводу контрактур. Подальший набір та аналіз матеріалу, для уточнення взаємозв'язків.

Інформація про фінансування. Зовнішнього фінансування дослідження не отримувало.

## Список літератури

1. Strelzow, J. A., Snapp, W. K., Giladi, A. M., Wysocki, R., & Jehle, C. C. (2024). Scaphoid fractures and Nonunion: A survey-based review of hand surgeon's practice and the evidence. *Journal of hand surgery global online*, 6(6), 836–841. <https://doi.org/10.1016/j.jhsg.2024.06.013>
2. Duncumb, J. W., Robinson, P. G., Williamson, T. R., Murray, I. R., Campbell, D., Molyneux, S. G., & Duckworth, A. D. (2022). Bone grafting for scaphoid nonunion surgery. *The bone & joint journal*, 104-B(5), 549–558. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.104b5.bjj-2021-1114.r1>
3. Vender, M. I., Watson, H. K., Wiener, B. D., & Black, D. M. (1987). Degenerative change in symptomatic scaphoid nonunion. *The journal of hand surgery*, 12(4), 514–519. <https://doi.org/10.1016/j.jhsg.2024.06.013>

- doi.org/10.1016/s0363-5023(87)80198-3
4. Ma, W., Yao, J., & Guo, Y. (2023). Clinical outcomes of double-screw fixation with bone grafting for displaced scaphoid nonunions: A series of 21 cases. *Frontiers in surgery*, 10. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2023.1096684>
  5. Bocchino, G., Cannella, A., Santoro, A., El Motassime, A., Cavola, F., Sassara, G. M., Caruso, L., Comodo, R. M., Lizzuzza, F., & De Vitis, R. (2025). Surgical treatment of carpal scaphoid non-union: A systematic review. *European Journal of orthopaedic surgery & traumatology*, 35(1). <https://doi.org/10.1007/s00590-025-04410-5>
  6. Guidi, M., Luchetti, R., Besmens, I., Rothenfluh, E., & Calcagni, M. (2021). Wrist Arthrolysis: A systematic review of open and Arthroscopic techniques. *Journal of wrist surgery*, 10(06), 543–550. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1726291>
  7. Hones, K. M., Hao, K. A., Rakauskas, T. R., Densley, S., Hampton, H., Kim, J., Wright, T. W., & Chim, H. (2024). Four-Corner fusion versus proximal row Carpectomy for Scapholunate advanced collapse and scaphoid Nonunion advanced collapse wrist: A systematic review and meta-analysis. *The journal of hand*

Стаття надійшла до редакції 19.03.2026	Отримано після рецензування 28.04.2026	Прийнято до друку 30.04.2026
---	---	---------------------------------

## HOW DOES THE DEGREE OF WRIST OSTEOARTHRITIS AFFECT THE OUTCOMES OF SURGICAL TREATMENT OF SCAPHOID NONUNION?

S. V. Tymoshenko

✉ Serhii Tymoshenko, MD, PhD: [setym@ukr.net](mailto:setym@ukr.net); <https://orcid.org/0000-0001-6384-4153>

УДК 616.717.2-001.5-089.84-036.8-07:615.47:612.76

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026271-75>

## Результати біомеханічних досліджень ефективності остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці компресійним стрижнем

Г. І. Герцен<sup>1</sup>, О. М. Гапон<sup>2</sup>, Г. Г. Білоножкін<sup>1</sup><sup>1</sup> Національний університет охорони здоров'я України ім. П. Л. Шупика, Київ

**Objective.** To study the effectiveness of osteosynthesis of unstable clavicle fractures of type 15.2AB using a compressive rod based on biomechanical studies. **Methods.** Biomechanical studies analysed the results of computer experimental studies, as well as finite element method data. In the conditions of modelling osteosynthesis of unstable clavicle fractures 15.2AB, the strength characteristics of the compression rod were taken into account in comparison with the traditional intramedullary Bogdanov rod. Computer modelling analysed studies that used clavicle models created using the finite element method (FEM). These models made it possible to assess the distribution of stresses and deformations in the clavicle and fixing elements under different types of loads. Parameters such as maximum stress in the implant and bone, as well as interfragmentary displacement, were measured. **Results.** Biomechanical studies of osteosynthesis modelling of unstable clavicle fractures OTA 15.2AB showed the advantages of a compression rod compared to the traditional Bogdanov intramedullary rod in terms of the maximum load required for deformation, implant failure, as well as creating greater stability of clavicle osteosynthesis during its torsion and bending. Thus, the bending stiffness of the compression rod was 1.3-1.4 times higher, and the torsional stiffness was 1.3 times higher ( $p < 0.05$ ). The load to deformation and destruction of the compressive rod was also 1.3-1.6 times higher ( $p < 0.05$ ). The maximum displacement of clavicle fragments with the compressive rod was 0.7-0.8 times less compared to the Bogdanov rod. **Conclusions.** After osteosynthesis of unstable clavicle body fractures 15.2AB with a compressive rod, its strength characteristics have advantages over Bogdanov's rod in terms of deformation, implant destruction, and higher stability of clavicle fragments during bending and torsion due to a more uniform pressure distribution. **Keywords.**

**Мета.** Вивчити ефективність остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці типу 15.2AB компресійним стрижнем на основі біомеханічних досліджень. **Методи.** У межах комп'ютерного експерименту застосовано метод скінчених елементів (МСЕ). В умовах моделювання остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2AB урахувалися міцнісні характеристики компресійного стрижня порівняно з традиційним інтрамедулярним стрижнем Богданова. Тривимірні моделі ключиці й імплантатів, створені за допомогою цього методу, дали змогу проаналізувати розподіл внутрішніх напружень, деформацій, а також величину міжфрагментарного зміщення за різних типів навантажень. **Результати.** Біомеханічні дослідження моделювання остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці ОТА 15.2AB показали переваги компресійного стрижня порівняно з традиційним інтрамедулярним стрижнем Богданова в аспекті максимального навантаження, необхідного для деформації, руйнування імплантатів, а також створення більшої стабільності остеосинтезу ключиці в разі її торсії та вигину. Так, жорсткість на вигин компресійного стрижня була в 1,3-1,4 раза вищою, торсійна жорсткість — у 1,3 ( $p < 0,05$ ). Навантаження до деформації і руйнування компресійного стрижня були також у 1,3-1,6 раза вищими ( $p < 0,05$ ). Максимальне зміщення фрагментів ключиці в разі використання компресійного стрижня в 0,7-0,8 раза менше порівняно зі стрижнем Богданова. **Висновки.** Після остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2AB компресійним стрижнем його міцнісні характеристики мають переваги над стрижнем Богданова щодо деформації, руйнування імплантата, також вищу стабільність фрагмен-

**Ключові слова.** Біомеханічні дослідження, нестабільні переломи тіла ключиці, інтрамедулярні стрижні

## Вступ

Актуальність біомеханічних досліджень ефективності металоостеосинтезу (МОС) нестабільних переломів тіла ключиці (НПТК) пояснюється з одного боку їх частотою, вони складають 70–80 % випадків усіх переломів цієї кістки [1], а з іншого — варіабельністю способів МОС: спиці, стрижні, пластини, гвинти, позавогнищеві апарати. Останнім часом під час хірургічного лікування НПТК перевагу віддають накістковому остеосинтезу за допомогою контурованої пластини LCP, або інтрамедулярному — стрижнями різних конструкцій [2, 3]. Безумовно, на вибір методу МОС впливає характер самого НПТК, вважається що в разі перелому типу 15.2AB (класифікація AO/ASIF) із успіхом можна використовувати обидва наведені способи МОС. Проте за умов травм типу 15.2C (багатоуламкові переломи), перевагу надають пластинам [4].

Протягом останнього 50-річчя використовувались стрижні для МОС НПТК, які мали такі поперечні зрізи: Богданова — закруглений прямокутник, Kuntscher — конюшинний трилистник, Rockwood — округлий компресійний, Rush — шестигранник, Knowles — закруглений прямокутник, компресійний [5]. Досить популярним став МОС НПТК еластичним титановим стрижнем (ESIN). Цей метод може використовуватись як малоінвазивна техніка закритого остеосинтезу з мінімальною травматизацією як м'яких тканин, так і окістя [6]. Найбільш поширеними ускладненнями МОС НПТК прийнято вважати перфорацію шкіри чи її подразнення кінцем імплантата, міграцію протеза, його злам із наступними порушеннями процесів репаративної регенерації ключиці [7, 8].

Вивчення біомеханіки ключиці є важливим як у фізіологічному стані, так і за переломів, оскільки дозволяє розуміти механізм травми, розробляти ефективні методи хірургічного лікування, включаючи використання імплантатів [9]. Інтрамедулярний остеосинтез біомеханічно характеризується наступним механізмом передавання навантаження на ключицю: стрижень функціонує за принципом «load sharing», передаючи навантаження через контакт з ендостом. Максимальні напруження виникають на ендості, у місцях введення/виведення стрижня, біля його кінців, та потенційно в зоні перелому. У разі осьового навантаження максимальні напруження в ключиці можуть сягати ~ 30–40 МПа, а в стрижні ~ 250–300 МПа [10]. Тому суттєве значення під час виконання МОС

НПТК імплантатами набуває показник критично можливого навантаження цієї кістки.

Мета: на основі біомеханічних досліджень вивчити ефективність запропонованого нами компресуючого стрижня для остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці типу 15.2AB.

## Матеріал і методи

Під час проведення біомеханічних досліджень використовувались дані комп'ютерної томографії (КТ) ключиці. Біомеханічні характеристики запропонованого нами компресійного стрижня вивчали порівнюючи з традиційними монолітними (за приклад взято стрижень Богданова). Водночас не вважали доцільним використання для цього інтрамедулярного еластичного титанового стрижня (ESIN), оскільки останній завдяки своїй еластичності після введення у фрагменти ключиці, як правило, приймає S-подібну форму відповідно до форми кістки, що створює інші біомеханічні умови функції цього імплантата. У конструкції удосконаленого нами стрижня компресія між фрагментами ключиці досягалася завдяки накручуванню компресійної гайки на виступаючий з кістки кінець стрижня, при цьому його висковзування з кістки не спостерігалось, оскільки на протилежному кінці стрижня поза свердлом була фіксувальна різьба. Під час моделювання на компресійний стрижень і стрижень Богданова прикладались різні навантаження: осьове (імітація компресійних сил), згинальні (імітація сил, які виникають під час рухів плеча). Вимірювалися такі параметри, як жорсткість імплантатів у разі вигину і торсійна, навантаження до деформації імплантата та руйнування. У межах комп'ютерного експерименту застосовано метод скінчених елементів (МСЕ). Створені тривимірні моделі ключиці й імплантатів дали змогу оцінити розподіл внутрішніх напружень (VMS), деформацій, а також величину міжфрагментарного зміщення за різних типів навантажень. Схему етапів комп'ютерного експерименту наведено на рис. 1.

Навантаження прикладалися до моделі у вигляді сил та/або моментів у фізіологічно релевантних точках і напрямках, імітуючи різні сценарії: осьове стиснення (400 і 700 Н), триточковий вигин, кручення (5 Нм), або комбіноване навантаження. Аналіз результатів (постпроцесинг) включав візуалізацію розподілу еквівалентних напружень за фон Мізесом ( $\sigma < \text{vms} < / \text{vms}$ ), максимальних головних напружень/деформацій, та переміщень у вузлах моделі. Отримані дані для різних методів фіксації ключиці (компресійний

стрижень, стрижень Богданова) порівнювалися між собою за адекватних умов навантаження. За наявності достатньої кількості варіантів проводився статистичний аналіз, включно з кореляційним і регресійним для виявлення залежностей між прикладеними навантаженнями та результуючими напруженнями/переміщеннями.

Статистично обробку одержаних результатів досліджень проводили з використанням параметричного t-критерію Стьюдента. Результати обробляли зі застосуванням пакета прикладних програм Riosat-4, Statustuen 8,0 або Excel 2010.

### Результати

На основі біомеханічних досліджень вивчення критичних навантажень на імпланти (стрижень Богданова, компресійний стрижень) і ключицю в умовах моделювання МОС НПТК нами виявлено дані, які подано в таблиці.

Показники цієї таблиці свідчать, що під час оцінювання жорсткості обох імплантів на вигин перевагу мав компресійний стрижень, критичне навантаження для нього складало 80–95 Н/мм (стрижень Богданова — 60–70 Н/мм), що було у 1,3–

1,4 раза вищим ( $p < 0,05$ ). Так само у компресійному стрижні вищою була і жорсткість торсійна — 0,20–0,25 Нм/град (стрижень Богданова — 0,15–0,20 Нм/град), що було в 1,3 раза вищим ( $p < 0,05$ ). Навантаження до деформації компресійного стрижня складало 250–320 Н, до його руйнування — 550–650 Н (стрижень Богданова — відповідно 200–250 і 350–400 Н), що становило в 1,3–1,6 раза більше величини ( $p < 0,05$ ). Показники до деформації максимального напруження компресійного стрижня під час його вигину становили 550–650 МПа, стрижня Богданова — 500–600 МПа, різниця не була статистично достовірною. Максимальне напруження компресійного стрижня в разі його кручення становило 450–500 МПа, що було у 0,7–0,8 раза менше стрижня Богданова ( $p < 0,05$ ). Водночас максимальне напруження ключиці за умов її вигину складало в компресійному стрижні 45–55 МПа, стрижні Богданова — 50–60 МПа, різниця статистично недостовірна. Різниця між показниками напруження фрагментів ключиці з компресійним стрижнем була під час її вигину 0,7–0,8 мм, стрижня Богданова 1,0–1,2 мм, що в 0,7–0,8 раза менше ( $p < 0,05$ ).



Таблиця

Біомеханічна характеристика критичних навантажень

Параметр	Стрижень		Співвідношення	Критерій p
	Богданова	компресійний		
Жорсткість: – вигин; – торсійна	~ 60–70 Н/мм ~ 0,15–0,20 Н•м/град	~ 80–95 Н/мм ~ 0,20–0,25 Н•м/град	~ 1,3–1,4x ~ 1,3 x	< 0,05 < 0,05
Навантаження, Н: – до деформації; – до руйнування	~ 200–250 ~ 350–400	~ 250–320 ~ 550–650	~ 1,3 x ~ 1,6 x	< 0,05 < 0,02
Макс. VMS, Мпа: – імплантат, вигин; – імплантат, кручення; – кістка, вигин	~ 500–600 ~ 600–700 ~ 50–60	~ 550–650 ~ 450–500 ~ 45–55	~ 1,1 x ~ 0,7–0,8 x ~ 0,9 x	> 0,05 < 0,05 > 0,05

Результати цих досліджень показали, що міцнісні характеристики компресійного стрижня до деформації, руйнування мають переваги відносно традиційного стрижня Богданова, крім того під час використання першого стрижня вище показники стабільності ключиці під час її вигину, торсії завдяки більш рівномірному розподілу ендостального тиску.

### Обговорення

Ключиця зазнає значних і динамічно змінних навантажень під час повсякденної активності. Аксіальні сили, як показують біомеханічні комп'ютерні моделі та *in vivo* вимірювання, у середній третині ключиці можуть досягати 91–97 Н за таких рухів, як відведення та згинання плеча. Компресійні сили є значно вищими за відведення порівняно з ротаційними рухами. У стані спокою навантаження істотно нижчі, становлячи 21–39 Н, тоді як у разі інтенсивної фізичної активності (без травматичного впливу) аксіальні можуть сягати 701–999 Н. Індивідуальні анатомічні особливості, зокрема кривизна ключиці (у чоловіків більша медіальна кривизна), також впливають на розподіл цих навантажень [11].

Визначення межі міцності ключиці важливе. Експериментальні дослідження граничних (руйнівних) навантажень демонструють значну варіативність: середні значення руйнівного навантаження під час аксіального стискання коливаються від 1 524 до  $2\ 800 \pm 138$  Н, що пояснюється віком, статтю, мінеральною щільністю кісткової тканини та протоколом випробувань. Критичне навантаження визначається в діапазоні 1199–1401 Н.

Важливо, що S-подібна форма ключиці призводить до комбінації стискання та згинання навіть у разі суто аксіального навантаження, викликаючи розтягальне напруження на передньоверхній поверхні та стискаючі на задньонижній, що сприяє типовому перелому середньої третини кістки.

Результати проведених нами експериментальних біомеханічних досліджень міцносних характеристик імплантатів під час фіксації НПТК традиційним стрижнем Богданова та компресійним засвідчили характерні критичні показники навантажень щодо жорсткості (на вигин, торсію), деформації та руйнування, напруження — за вигину та кручення цих імплантатів, а також максимальні навантаження на саму ключицю, ступінь зміщення її фрагментів під час вигину.

Аналізуючи виконані біомеханічні дослідження, ми виявили, що удосконалений нами компресійний стрижень має переваги відносно традиційного інтрамедулярного (стрижень Богданова) в аспекті міцнісних характеристик фіксації НПТК типу 15.2А,В за максимального навантаження, яке необхідне для деформації, руйнування імплантатів, а також створює більшу стабільність фрагментів ключиці під час їхнього вигину, торсії. Порівнюючи зазначені біомеханічні характеристики контурованою пластиною LCP (за даними літератури), зауважимо, що компресійний стрижень за цими показниками конкурує або поступається останнім [13].

### Висновки

В умовах біомеханічного комп'ютерного моделювання остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2АВ стрижнем Богданова порівнюючи з компресійним стрижнем встановлено переваги міцнісних характеристик останнього. У разі його використання такі показники як жорсткість імплантата на вигин, торсію, навантаження до деформації та руйнування у 1,3–1,6 рази вищі ( $p < 0,05$ ).

Конструктивні особливості запропонованого нами компресійного стрижня для остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2А,В — наявність свердла з різьбою, компресійного механізму, дають можливість полегшити техніку хірургічного втручання (відсутність необхідності розсвердлювання кістково-мозкової порожнини), скоротити час операції, виконати остеосинтез як відкритим, так і закритим способом. Результати біомеханічних досліджень обґрунтовують доцільність використання компресійного стрижня в клінічній практиці.

Подяка. Висловлюємо подяку за консультування в питаннях біомеханічних досліджень кандидату технічних наук, доценту кафедри цифрових технологій НТУУ ім. І. Сікорського О. В. Залевській.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Перспективними є дослідження щодо впровадження компресійного стрижня в клінічну практику для остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2АВ.

Інформація про фінансування. Жодної вигоди в будь-якій формі не було і не буде отримано від комерційної сторони пов'язаної прямо чи опосередковано з предметом цієї роботи.

Внесок авторів. Герцен Г. І. — обґрунтував мету і методи дослідження, редагував текст статті, висновки роботи; Білоножкін Г. Г. — провів дослідження, брав участь в аналізі результатів; Гапон О. М. — виконання і написання біомеханічних досліджень, вивчення віддалених результатів

і ускладнень, написання тексту статті, аналіз літературних джерел.

### Список літератури

1. Kostecki, B., Jurek, A., Klocek, K., Hajduk, A., Mrozek, L., Zwolski, M., & Tekielak, A. (2023). Clavicle fractures — epidemiology, biomechanics of injury and treatment methods. *Journal of education, health and sport*, 14(1), 216–232. <https://doi.org/10.12775/JEHS.2023.14.01.018>
2. Youn, S.-M., Kim, J.D., Jeong, H. Y., Ro, K., Kim, M. S., Rhee, Y. G., & Rhee, S.-M. (2022). Antegrade intramedullary fixation for clavicular shaft fracture: A technical trick. *Journal of orthopaedic trauma*, 36(3), e116–e121. <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000002198>
3. Malik, S. S., Tahir, M., Remtulla, M., Malik, S., & Jordan, R. W. (2023). A systematic review and meta-analysis comparing the use of hook plates and superior plates in the treatment of displaced distal clavicle fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 143(1), 329–352. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-04287-z>
4. Murray, N. J., Johnson, T., Packham, I. N., Crowther, M. A. A., & Chesser, T. J. S. (2022). Reducing unnecessary fixation of midshaft clavicle fractures. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology*, 32(7), 1319–1324. <https://doi.org/10.1007/s00590-021-03107-9>
5. Dehghan, N., & Schemitsch, E. H. (2017). Intramedullary nail fixation of non-traditional fractures: Clavicle, forearm, fibula. *Injury*, 48(Suppl 1), S41–S46. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2017.04.018>
6. Zhang, W., & Chen, J. (2025). Elastic stable intramedullary nailing (ESIN) for displaced midshaft clavicle fractures in adolescents (12–18 years): A study of early functional outcomes and safety. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-025-05923-9>
7. Kang, Y., Zhang, Q., Ma, Y., Zhou, M., Jia, X., Lin, F., Wu, Y., & Rui, Y. (2024). Clinical effect of nice knot-assisted minimally invasive titanium elastic nail fixation to treat Robinson 2B midshaft clavicular fracture. *BMC musculoskeletal disorders*, 25(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-024-07197-4>
8. Kettler, M., Schieker, M., Braunstein, V., König, M., & Mutschler, W. (2007). Flexible intramedullary nailing for stabilization of displaced midshaft clavicle fractures: Technique and results in 87 patients. *Acta orthopaedica*, 78(3), 424–429. <https://doi.org/10.1080/17453670710014022>
9. Kashuba, V. O., & Popadyukha, Yu. A. (2022). Biomechanics of the spatial organization of the human body: Modern methods and means of diagnostics and recovery (Monograph). Center of educational literature. <https://reposit.uni-sport.edu.ua/server/api/core/bitstreams/20ae0dfe-85c7-4d4a-b6cc-044e93fe9c68/content>
10. Golish, S. R., Oliviero, J. A., Francke, E. I., & Miller, M. D. (2008). A biomechanical study of plate versus intramedullary devices for midshaft clavicle fixation. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 3(28). <https://doi.org/10.1186/1749-799X-3-28>
11. Gutiérrez, S., Pappou, I. P., Aira, J., Simon, P., & Frankle, M. A. (2017). Biomechanics of the clavicle. *Clavicle injuries*, 19–32. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-52238-8\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-52238-8_2)
12. Irsay, L., Nistor, A. R., Ciubean, A., Borda, I. M., Ungur, R., Onac, I., & Ciortea, V. (2021). The importance of the clavicle biomechanics in the shoulder movement. *Health, sports & rehabilitation medicine*, 22(2), 93–98. <https://doi.org/10.26659/pm3.2020.21.2.93>
13. Shih, K., Hsu, C., & Shih, B. (2020). A biomechanical study of various fixation strategies for the treatment of clavicle fractures using three-dimensional upper-body musculoskeletal finite

Стаття надійшла до редакції 10.02.2026	Отримано після рецензування 22.04.2026	Прийнято до друку 22.04.2026
---	---	---------------------------------

## RESULTS OF BIOMECHANICAL STUDIES OF THE EFFECTIVENESS OF OSTEOSYNTHESIS OF UNSTABLE FRACTURES OF THE CLAVICLE WITH A COMPRESSION ROD

H. I. Hercen <sup>1</sup>, O. M. Hapon <sup>2</sup>, G. G. Bilonozhkin <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv

✉ Henrich Hercen, MD, PhD: [hercen.h@gmail.com](mailto:hercen.h@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-9204-1015>

✉ Oleksandr Hapon, MD: [kievgapon@ukr.net](mailto:kievgapon@ukr.net); <https://orcid.org/0000-0002-9609-0834>

✉ Hennadii Bilonozhkin, MD, PhD: [bilonogkin@gmail.com](mailto:bilonogkin@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-9141-1539>

УДК 616.71-007.234-031.81-089.844:616-74](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026276-87>

## Біомеханічне обґрунтування закономірностей виникнення нових компресійних переломів хребців у пацієнтів із дифузним остеопорозом після вертебропластики

М. В. Молодюк, А. І. Попов, О. В. Ярьсько, К. О. Попсуйшапка, О. В. Палкін

Despite the high clinical effectiveness of percutaneous vertebroplasty, the occurrence of new osteoporotic vertebral compression fractures after the procedure remains a significant clinical problem. One of the key mechanisms of recurrent fractures is believed to be the redistribution of mechanical loads within the spine caused by changes in geometry and stiffness after vertebral collapse and cement augmentation. Finite element analysis (FEA) is an appropriate tool for quantitative assessment of these biomechanical processes. The purpose. To provide biomechanical validation of topographic patterns of new vertebral fractures by analyzing the stress-strain state of a multisegment spinal model. Methods. Three-dimensional finite element models of the Th<sub>v</sub>-L<sub>v</sub> spine were developed, taking into account osteoporotic bone properties, including an intact model and models with compression fractures at different vertebral levels. Additional models simulated post-vertebroplasty conditions with local replacement of cancellous bone by bone cement. Results. The simulations demonstrated that vertebral compression fractures lead to significant redistribution of stresses in adjacent and distant spinal segments, with the location of high-stress zones depending on the level of the primary fracture. Vertebroplasty reduced stress in the treated vertebra but did not eliminate elevated stresses in other spinal segments, where biomechanical conditions favorable for subsequent fractures persisted. Conclusion. These findings confirm that the level of the primary fracture determines the spatial pattern of load redistribution in the spine and may explain the topographic features of new fractures after vertebroplasty. Finite element analysis is an effective method for investigating mechanisms of cascade fractures and for supporting preventive strategies in patients with osteoporosis. Keywords. Finite element analysis; spinal biomechanics; osteo-

Незважаючи на високу клінічну ефективність пункційної вертебропластики, проблема виникнення нових остеопоротичних компресійних переломів хребців після втручання залишається актуальною. Одним із ключових механізмів розвитку повторних ушкоджень вважається перерозподіл механічних навантажень у хребті внаслідок зміни його геометрії та жорсткісних характеристик після компресійного перелому та цементування тіла хребця. Для кількісного оцінювання цих процесів доцільним є застосування методу скінченних елементів (МСЕ). Мета. Біомеханічне обґрунтування топографічних закономірностей виникнення нових компресійних переломів шляхом аналізу напружено-деформованого стану (НДС) багатосегментної моделі хребта. Побудовано тривимірні скінченно-елементні моделі хребта Th<sub>v</sub>-L<sub>v</sub> з урахуванням остеопоротичних властивостей кісткової тканини, включно з інтактною моделлю та моделями з компресійними переломами тіл хребців різної локалізації. Окремо моделювалися варіанти після вертебропластики з локальним заміщенням губчастої кістки цементом. Результати. Виявлено, що компресійний перелом призводить до суттєвого перерозподілу напружень у суміжних і віддалених сегментах хребта, причому характер зон підвищеного напруження залежить від рівня первинного ушкодження. Вертебропластика його знижує в ушкодженому хребці, проте не усуває підвищеного навантаження в інших сегментах, де формуються біомеханічні передумови для розвитку повторних переломів. Висновки. Отримані результати підтверджують, що локалізація первинного перелому визначає просторову структуру перерозподілу навантажень у хребті та пояснює топографічні особливості виникнення нових переломів після вертебропластики.

Ключові слова. Метод скінченних елементів; біомеханіка хребта; остеопороз; нові компресійні пере-

## Вступ

Остеопоротичні компресійні переломи хребців є однією з найпоширеніших причин хронічного больового синдрому, порушення функціональної активності та зниження якості життя в пацієнтів старших вікових груп [1–3]. Пункційна вертебропластика на сьогодні розглядається як ефективний малоінвазивний метод стабілізації переломів, що дозволяє швидко зменшити біль і відновити опороздатність ураженого сегмента [4, 5]. Водночас, за даними клінічних досліджень, після вертебропластики зберігається істотний ризик виникнення нових компресійних переломів, які можуть формувати каскадні ураження та зумовлювати прогресування деформацій хребта [6–9].

Незважаючи на значну кількість робіт, які досліджують фактори ризику повторних переломів після вертебропластики, більшість досліджень зосереджені на демографічних, метаболічних або технічних чинниках втручання, тоді як просторові закономірності виникнення нових переломів та їх біомеханічні механізми залишаються не вивченими [10–12]. Відсутні публікації, які б аналізували статистичне виявлення таких закономірностей, а тим паче виконувалося їх біомеханічне обґрунтування.

Математичне моделювання є важливим методом дослідження, який зазвичай використовується в складних біомеханічних системах. Наразі найбільш відомим способом аналізу для вирішення складних задач чисельного моделювання є метод скінченних елементів (МСЕ). Одним із важливих прикладів такого дослідження — виявлення розподілу напружено-деформованого стану (НДС) в хребті під час аналізу різних моделей травм і захворювань хребетного стовпа. У літературі [13–15] переважно зустрічається вивчення проблем поперекового відділу хребта. У меншій мірі дослідження грудноперекового відділу хребта [16, 17], або всього хребта загалом [18, 19], що пов'язано зі складністю побудови геометричної моделі та моделювання її правильної функціональної поведінки.

У зв'язку з цим актуальним є проведення біомеханічного моделювання як логічного продовження статистичного дослідження з метою обґрунтування механізмів перерозподілу навантажень у хребті після компресійних переломів і вертебропластики, а також підтвердження топографічних закономірностей виникнення нових ушкоджень. Такий підхід дозволяє не лише пояс-

нити механізми каскадних переломів, але й створює наукове підґрунтя для розробки індивідуалізованих профілактичних і лікувальних стратегій у пацієнтів з остеопорозом.

Мета: біомеханічне обґрунтування топографічних закономірностей виникнення нових компресійних переломів шляхом аналізу напружено-деформованого стану багатосегментної моделі хребта.

## Матеріал і методи

Матеріали статті були розглянуті на засіданні комісії з біоетики ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (протокол № 260 від 23.02.2026 р.).

Дослідження з використанням МСЕ виконано як логічне продовження попереднього етапу роботи, в якому були виявлені статистично значущі топографічні закономірності виникнення нових остеопоротичних компресійних переломів хребців після пункційної вертебропластики. Мета математичного моделювання — біомеханічне обґрунтування та перевірка виявлених закономірностей шляхом аналізу напружено-деформованого стану суміжних і віддалених сегментів хребта залежно від локалізації первинного перелому, а саме:  $Th_{XI}$  — можлива нова деформація  $Th_{VIII}$ ; у разі  $Th_{VII} — Th_{IX}$ ,  $Th_{XII}$ ,  $L_I$ ; за  $Th_{XII} — Th_{XI}$ ; первинного  $L_I$  — нові  $Th_{XII}$ ,  $L_{IV}$ ,  $L_V$  [20].

Під час побудови розрахункових моделей відштовхувалися від геометричної моделі хребта, яка була розроблена в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», до неї були внесені такі уточнення:

1) без змін, а властивості кісткових тканин ураховані як тканини з остеопорозом (інтактна модель);

2) моделюється компресійний перелом хребця  $Th_{XI}$  на  $15^\circ$  з урахуванням остеопорозу. Додатково в моделях проведені дослідження зі заміною третини тіла хребця (тканини губчатої кістки матеріалом із додаванням кісткового цементу 16 %):

а) у передній, середній, та задній частинах хребця  $Th_{XI}$ ;

б) у передній частині хребця  $Th_{XII}$ ;

в) у передній частині хребця  $L_I$ ;

г) у передній частині хребця  $Th_{VII}$ .

Розрахункові моделі наведено на рис. 1.

Властивості матеріалу

У цьому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. Під час вибору властивостей кісткових структур і біологічних тканин ми спиралися на дані, які найчастіше зустрічаються

в літературі. Для кісткових тканин був урахований остеопороз [21–24]. Використані матеріали з характеристиками модуля пружності (E), та коефіцієнта Пуассона ( $\nu$ ) зведені в таблицю 1.

Схему навантаження розглянуто за умов вертикального стояння. Для розрахунку величини навантажень різними авторами [25–28] проводилися дослідження з визначення м'язових зусиль, які компенсують вплив ваги окремих компонентів тіла, прикладеного до їх центрів мас. Згідно з ними значення сил, які ми використовували, зведені в табл. 2.

Місце застосування і напрямки зусиль показано на рис. 2. Модель фіксується на нижній поверхні тіла хребця і суглобових поверхнях  $L_V$ .

Таблиця 1  
Механічні характеристики використовуваних матеріалів

Матеріал	Модуль пружності E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона $\nu$
Остеопоротична кіркова кістка [21]	3066,00	0,30
Остеопоротична губчаста кістка [21]	132,00	0,30
Міжхребцевий диск	4,20	0,45
Хрящ	5,58	0,45

## Результати та їх обговорення

Модель неушкодженого блока хребців  $Th_V-L_V$ . Розрахункова модель наведена на рис. 3.

Аналіз результатів розрахунку моделі з остеопорозом кісткової тканини в нормальних умовах (рис. 4) показав, що рівень напруженого стану в хребетному блоці  $Th_V-L_V$  коливається в таких межах 1–3,2 МПа. Доведено, що більш напруженим є поперековий відділ хребта  $L_I-L_V$ . Рівень напруження в цій зоні

Таблиця 2  
Величини навантаження на хребці  $T_V-L_V$

Верхня поверхня тіла хребця	Перпендикулярна верхній поверхні тіла хребця (Н)	У площині верхній поверхні тіла хребця (Н)
$Th_V$	182,7	35
$Th_{VI}$	9,1	5
$Th_{VII}$	9,8	5
$Th_{VIII}$	10,5	5
$Th_{IX}$	11,2	3
$Th_X$	14,0	3
$Th_{XI}$	14,7	0
$Th_{XII}$	17,5	0
$L_I$	16,8	10
$L_{II}$	16,8	8
$L_{III}$	16,1	7
$L_{IV}$	18,2	5

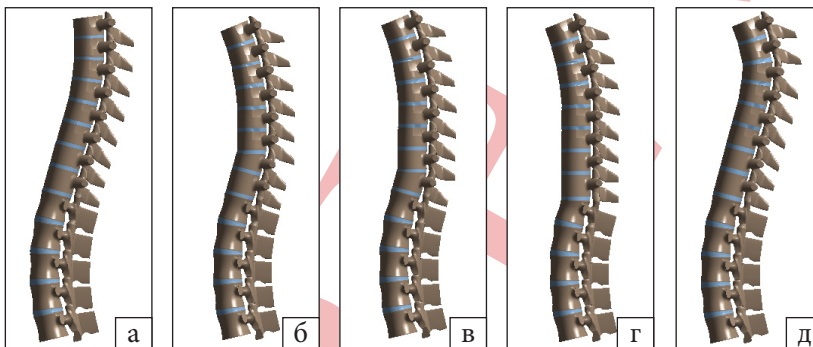


Рис. 1. Розрахункові моделі: а) модель в нормі з остеопорозом кісткових тканин; моделі з компресійним переломом: б) хребця  $Th_{XI}$ ; в)  $Th_{XII}$ ; г)  $L_I$ ; д)  $Th_{VII}$  та кістковим цементом

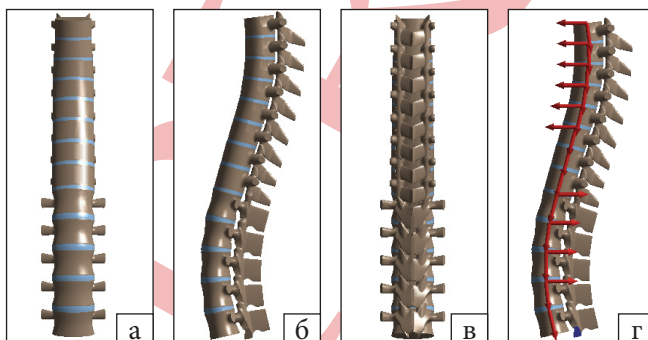


Рис. 2. Інтактна розрахункова модель, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) навантаження та закріплення в розрахунку

досягає значення 3,2 МПа. У грудному відділі найбільш напруженим є блок хребців Th<sub>V</sub>-Th<sub>VIII</sub>. Рівень напруження в цій ділянці досягає значення 1,6 МПа.

Порівняння напруженого стану в хребцях моделі подано на рис. 5.

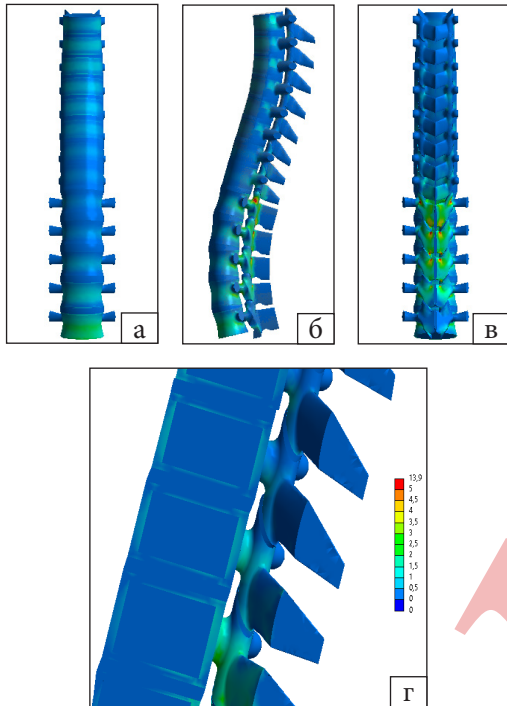


Рис. 3. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

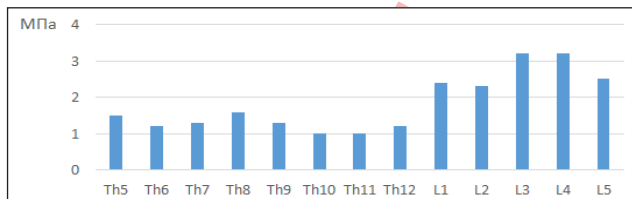


Рис. 4. Величина напружень за Мізесом у хребцях

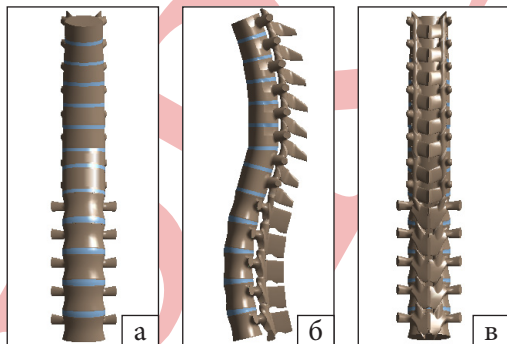


Рис. 5. Розрахункова модель з компресійним переломом

Із розрахунку можна зробити такі висновки:

- у блоці Th<sub>V</sub>-L<sub>V</sub> розподіл ПДВ відбувається по-різному. Напруженішим є поперековий відділ хребта;

- у Th<sub>V</sub>-Th<sub>XI</sub> тіла хребців напруженіші з передньої сторони;

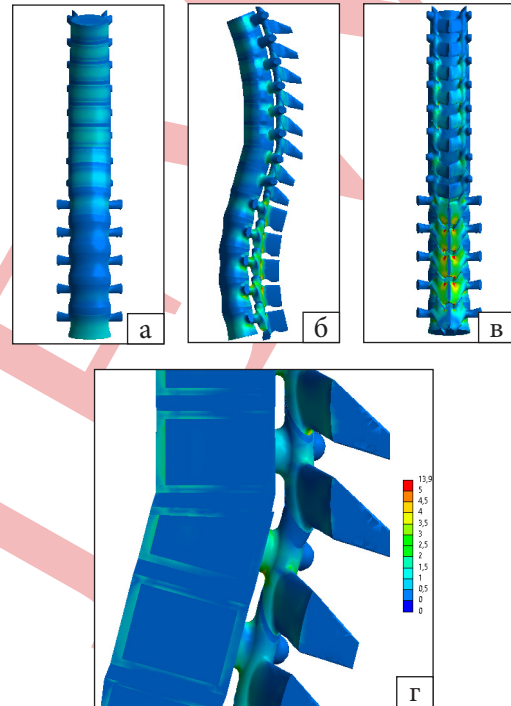


Рис. 6. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

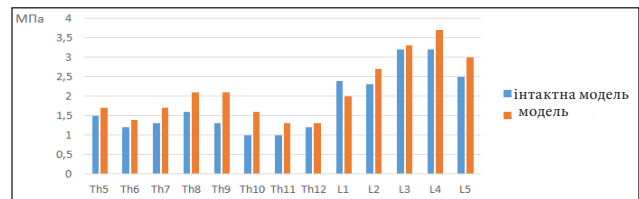


Рис. 7. Величина напружень за Мізесом в хребцях Th<sub>V</sub>-L<sub>V</sub>

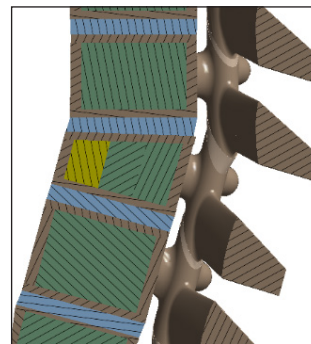


Рис. 8. Зріз у сагітальній площині блока хребців Th<sub>X</sub>-Th<sub>XII</sub>

– у  $L_1-L_V$  напруженіший задній опорний комплекс.

Модель з компресійним переломом хребця  $Th_{XI}$  наведено на рис. 6.

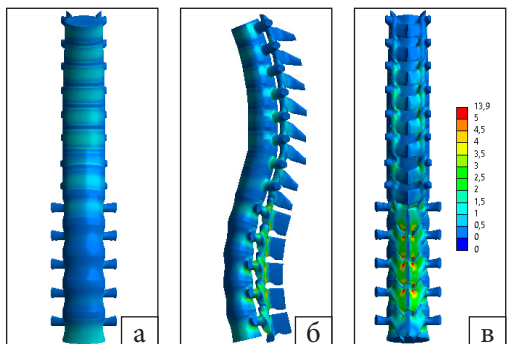


Рис. 9. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, ви-

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 7) як порівняти з інтактною довів, що характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  змінився, рівень напруженого стану підвищився; у хребетному блоці  $L_1-L_V$  досягає значення 3,7 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі), а у блоці  $Th_V-Th_{VIII}$  — 2,1 МПа (1,6 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом в тілі хребця  $Th_{XI}$  в обчислювальній моделі становить 1,3 МПа (1 МПа в інтактній моделі).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом подано на рис. 8.

Із розрахунку можна зробити такі висновки:

– характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  порівняно з інтактною моделлю змінився.

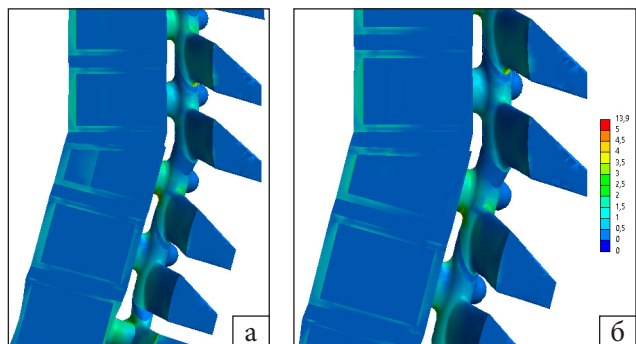


Рис. 10. Напруження за Мізесом в тілі хребця  $Th_{XI}$ : а) роз-

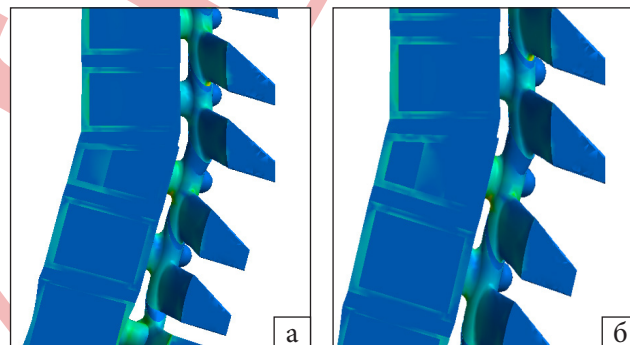


Рис. 13. Напруження за Мізесом в тілі хребця  $Th_{XI}$  у моделі з кістковим цементом: а) передня частина; б) серед-

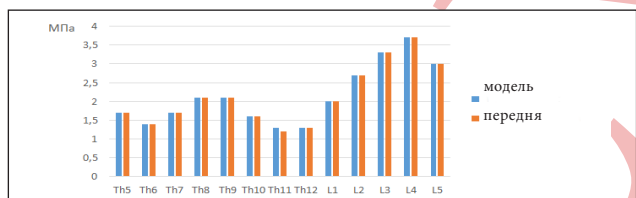


Рис. 11. Розподіл напружень Мізеса в розрахункових моде-

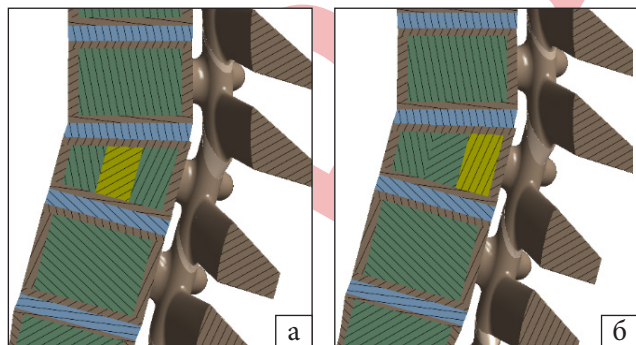
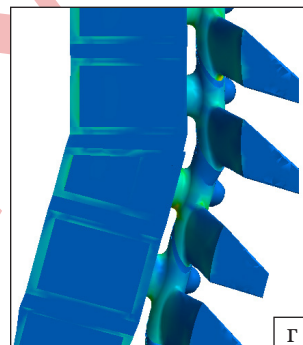


Рис. 12. Зріз у сагітальній площині блока хребців  $Th_X-Th_{XII}$  розрахункової моделі з додаванням кісткового цемента:

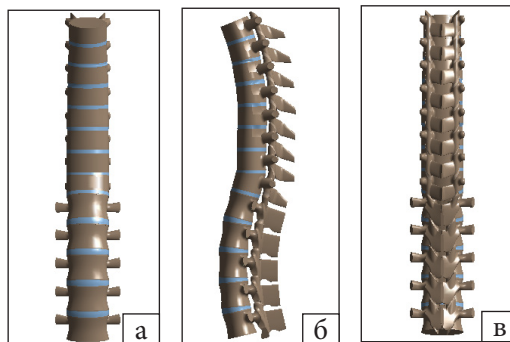


Рис. 14. Розрахункова модель із компресійним переломом

Підвищення напруженого стану більшим чином відбулося в блоці хребців  $Th_{VII}-Th_{XI}$ ;

– рівень напруженого стану в хребцях  $Th_{IX}-Th_{X}$  підвищився на 60 %. А в хребцях  $Th_{VII}$ ,  $Th_{VIII}$  і  $Th_{XI}$  на 30 %;

– в інших хребцях рівень напруженого стану підвищився в межах 10–20 %.

Модель із компресійним переломом хребця  $Th_{XI}$  та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця  $Th_{XI}$  додається кістковий цемент — 16 % (рис. 9).

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 10) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_{V}-L_{V}$  не змінився, за винятком хребця  $Th_{XI}$ .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця  $Th_{XI}$  (рис. 11) дорівнює 1,2 МПа (1,3 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,6 МПа (0,3 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 12) показано порівняння максимальних значень напружень за Мізесом для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку можна зробити такі висновки:

– характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_{V}-L_{V}$  як порівняти з моделлю без кісткового цементу не змінився;

– пониження напруженого стану в межах 10 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця  $Th_{XI}$ ;

– у зоні введення цементу навпаки спостерігається збільшення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткішими властивостями кісткового цементу по відношенню до губчатої кістки.

Модель із компресійним переломом хребця  $Th_{XI}$  та кістковим цементом у середній та задній частинах

Для побудови розрахункових моделей до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в середній та задній частинах тіла хребця  $Th_{XI}$  додається кістковий цемент — 16 % (рис. 13).

Аналіз результатів цих моделей (рис. 14) порівняно з моделлю з кістковим цементом у передній частині показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_{V}-L_{V}$  не змінився. У хребці  $Th_{XI}$  зміни в НДС теж незначні.

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця  $Th_{XI}$  (рис. 14) дорівнює 1,2 МПа в моделі з

кістковим цементом у передній частині тіла хребця і 1,1 МПа — у середній та задній частинах. Для губчатого в зоні кісткового цементу відповідно 0,6 МПа, 0,7 МПа та 0,4 МПа.

Із розрахунку можна зробити наступний висновок — розташування кісткового цементу в різних зонах тіла хребця  $Th_{XI}$  не впливає на розподіл НДС у блоці хребців  $Th_{V}-L_{V}$ .

Модель із компресійним переломом хребця  $Th_{XII}$  подана на рис. 15.

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 16) як порівняти з інтактною моделлю показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_{V}-L_{V}$  змінився, рівень напруженого стану підвищився. Рівень напруження в хребетному блоці  $L_{I}-L_{V}$  досягає значення 3,8 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі), а у  $Th_{V}-Th_{XII}$  — 2,4 МПа (1,6 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом в тілі хребця  $Th_{XII}$  в обчислювальній моделі становить 1,3 МПа (1,2 МПа в інтактній).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом подано на рис. 17.

Із розрахунку можна зробити висновки:

– характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_{V}-L_{V}$  як порівняти з інтактною моделлю змінився. Підвищення напруженого стану більшим чином відбулося в блоці хребців  $Th_{VII}-Th_{XI}$  та  $L_{IV}-L_{V}$ ;

– рівень напруженого стану в хребцях  $Th_{VIII}$  підвищився на 50 %, у хребцях  $Th_{VII}$ ,  $Th_{IX}$  і  $Th_{XI}$  на 40–46 %;

– у хребцях  $L_{I}$ ,  $L_{IV}$  — на 19, та 21, а в хребці  $L_{V}$  на 24 %;

– в інших хребцях рівень напруженого стану підвищився в межах 4–8 %.

Модель із компресійним переломом хребця  $Th_{XII}$  та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця  $Th_{XII}$  додається кістковий цемент — 16 % (рис. 18).

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 19) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС в хребетному блоці  $Th_{V}-L_{V}$  не змінився, за винятком хребця  $Th_{XII}$ .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця  $Th_{XII}$  (рис. 20) дорівнює 1,2 МПа (1,3 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,6 МПа (0,2 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 21) показано порівняння максимальних значень напружень за Мізесом для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку маємо: характер розподілу НДС у хребетному блоці Th<sub>v</sub>-L<sub>v</sub> як порівняти

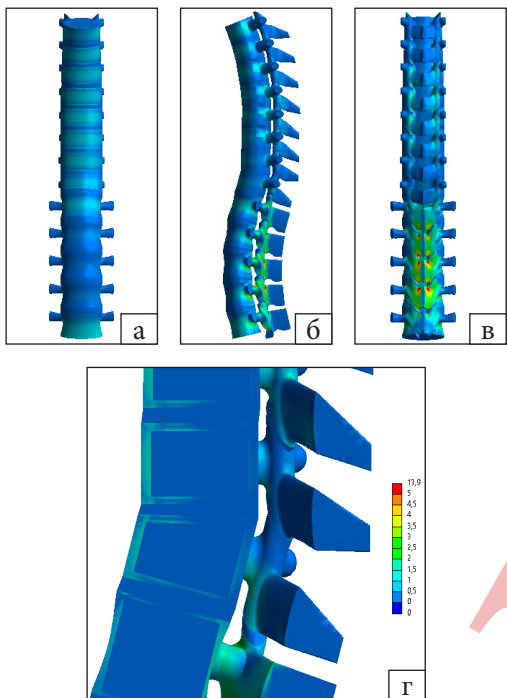


Рис. 15. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

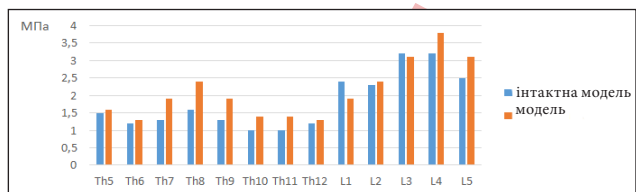


Рис. 16. Величина напружень за Мізесом в хребцях Th<sub>v</sub>-L<sub>v</sub>

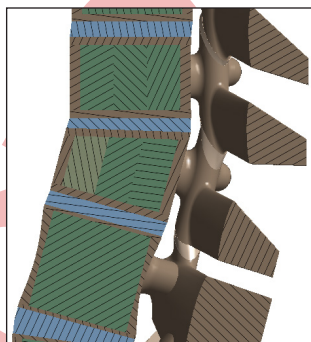


Рис. 17. Зріз у сагітальній площині блока хребців Th<sub>x1</sub>-L<sub>1</sub>

з моделлю без кісткового цементу не змінився; пониження напруженого стану в межах 10 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця Th<sub>x11</sub>; у зоні введення цементу напроти спостерігається

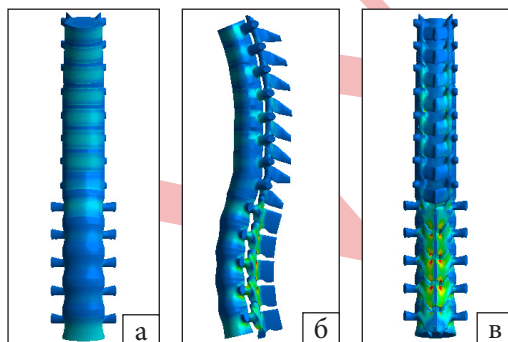


Рис. 18. Напруження за Мізесом у розрахунковій моделі, ви-

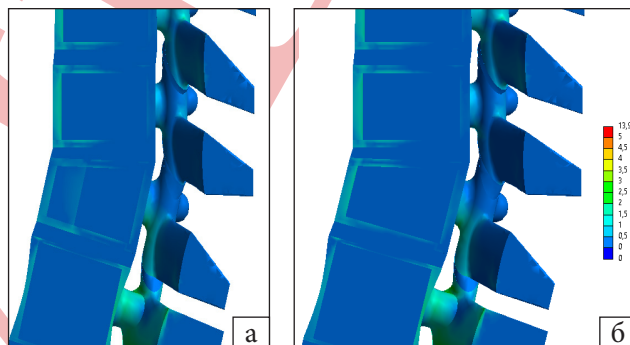


Рис. 19. Напруження за Мізесом у тілі хребця Th<sub>x11</sub>: а) в роз-

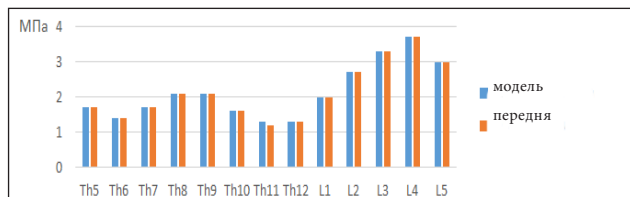


Рис. 20. Розподіл напружень за Мізесом у розрахункових

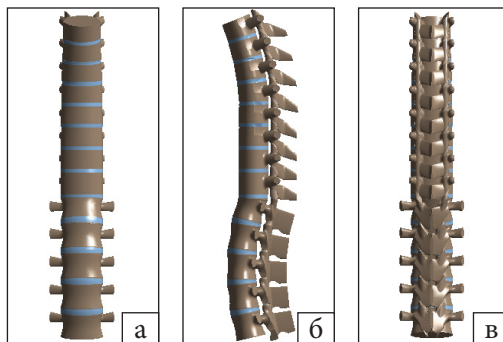


Рис. 21. Розрахункова модель із компресійним переломом

збільшення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткими властивостями кісткового цементу стосовно губчатої кістки.

Модель із компресійним переломом хребця  $L_1$  (рис. 22). Порівнюючи розрахункову модель (рис. 23) з інтактною виявлено, характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  змінився, рівень напруженого стану підвищився.

Рівень напруження в хребетному блоці  $L_1-L_V$  досягає значення 3,4 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі), у  $Th_V-Th_{XII}$  — 2 МПа (1,6 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом у тілі хребця  $L_1$  в обчислювальній моделі становить 2 МПа (2,4 МПа в інтактній моделі).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом візуалізовано на рис. 24.

Із розрахунку випливає:

- характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  як порівняти з інтактною моделлю змінився. Підвищення напруженого стану зросло в блоці хребців  $Th_{VII}-Th_{IX}$  та хребці  $L_V$ ;

- рівень напруженого стану у хребцях  $Th_{IX}$  підвищився на 31 %. В хребцях  $Th_{VII}$ ,  $Th_{VIII}$  на 23 та 25 %;

- у хребці  $L_V$  — на 16 %;

- в інших хребцях підвищення рівня напруженого стану не перевищує 10 %.

Модель із компресійним переломом хребця  $L_1$  та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця  $L_1$  додається кістковий цемент — 16 %.

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 26) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  не змінився, за винятком хребця  $L_1$ .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця  $L_1$  (рис. 27) дорівнює 1,9 МПа (2 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,5 МПа (0,2 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 28) показано порівняння максимальних значень напружень Мізеса для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку маємо: характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  як порівняти з моделлю без кісткового цементу не змінився; пониження напруженого стану в межах 10 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця  $L_1$ ; у зоні введення цементу навпаки спостерігається збіль-

шення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткими властивостями кісткового цементу до губчатої кістки.

Модель із компресійним переломом хребця  $Th_{VII}$  подана на рис. 29.

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 30) як порівняти з інтактною моделлю показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці  $L_1-L_V$  майже не змінився. Максимальний рівень напруження в хребці  $L_{III}$  дорівнює 3,4 МПа (3,2 МПа в інтактній моделі). У хребетному блоці  $Th_V-Th_{XII}$  характер розподілу і рівень напруження змінився. Так для хребця  $Th_{VI}$  він досягає значення 2,1 МПа (1,2 МПа в інтактній моделі). Максимальне значення напруження за Мізесом у тілі хребця  $Th_{VII}$  в обчислювальній моделі становить 2,1 МПа (1,3 МПа в інтактній).

Порівняння напруженого стану в хребцях інтактної та моделі з компресійним переломом наведено на рис. 31.

Із розрахунку випливає:

- характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-Th_{XII}$  в порівнянні з інтактною моделлю змінився. Підвищення напруженого стану здебільшого відбулося в блоці хребців  $Th_{VI}$ ,  $Th_{VII}$ ;

- рівень напруженого стану в хребці  $Th_{VI}$  підвищився на 75 %, у  $Th_{VII}$  на 62 %;

- у блоці хребців  $L_1-L_V$  майже не змінився;

- в інших хребцях рівень напруженого стану змінився в межах 3–8 %.

Модель із компресійним переломом хребця  $Th_{VII}$  та кістковим цементом у передній частині

У розрахунковій моделі до остеопоротичної губчатої кісткової тканини в передній частині тіла хребця  $Th_{VII}$  додається кістковий цемент — 16 % (рис. 32).

Аналіз результатів розрахункової моделі (рис. 33) як порівняти з моделлю без кісткового цементу показав, що характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  не змінився, за винятком хребця  $Th_{VII}$ .

Рівень напруження в кірковому шарі тіла хребця  $Th_{VII}$  (рис. 34) дорівнює 1,5 МПа (2,1 МПа в моделі без кісткового цементу). Для губчатого шару в зоні кісткового цементу 0,6 МПа (0,2 МПа в моделі без кісткового цементу).

На діаграмі (рис. 35) показано порівняння максимальних значень напружень за Мізесом для тіл хребців моделі без та з додаванням кісткового цементу.

Із розрахунку маємо:

- характер розподілу НДС у хребетному блоці  $Th_V-L_V$  як порівняти з моделлю без кісткового цементу не змінився;

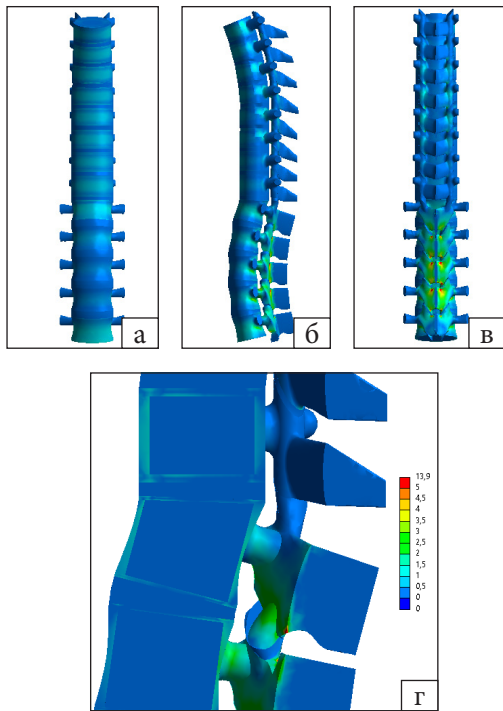


Рис. 22. Напруження за Мізесом у розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блоку

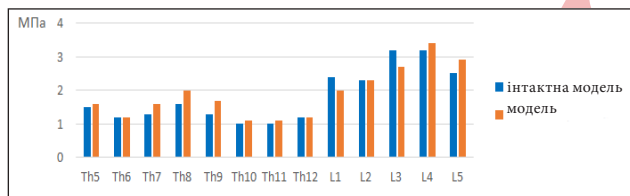


Рис. 23. Величина напружень за Мізесом у хребцях Th<sub>V</sub>-L<sub>V</sub>

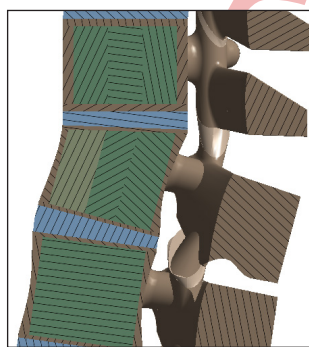


Рис. 24. Зріз у сагітальній площині блоку хребців Th<sub>XII</sub>-L<sub>II</sub>

– пониження напруженого стану в межах 28 % сталося в кірковому шарі поверхні тіла хребця Th<sub>VII</sub>. У відсотковому співвідношенні це найбільше зниження напруженого стану для хребців із компресійним переломом після введення цементу;

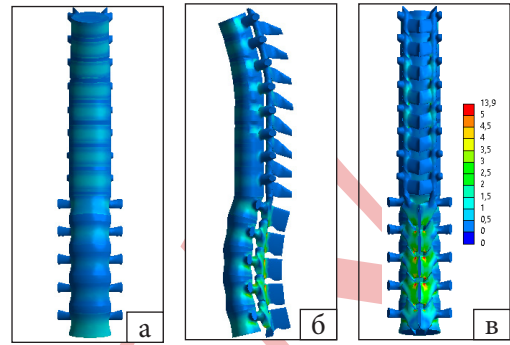


Рис. 25. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі,

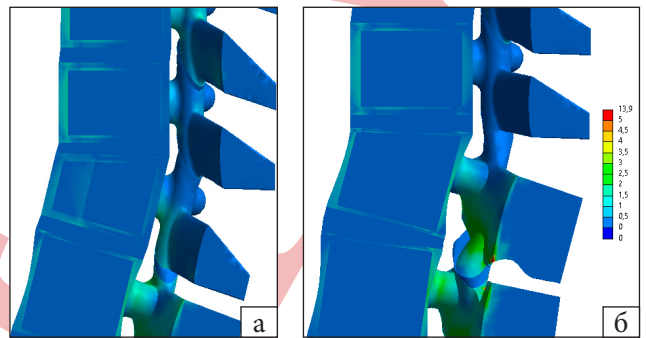


Рис. 26. Напруження за Мізесом у тілі хребця L<sub>I</sub>: а) в розра-

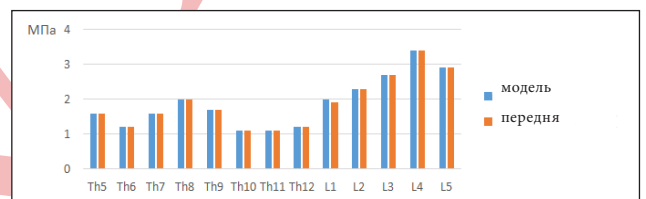


Рис. 27. Розподіл напружень за Мізесом у розрахункових

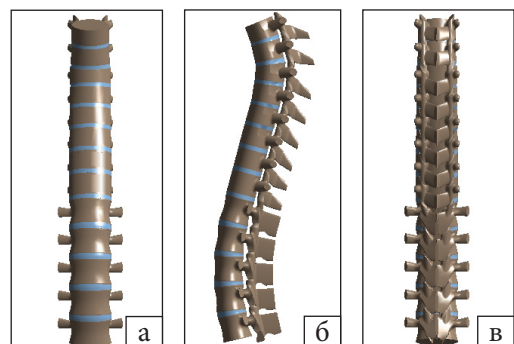


Рис. 28. Розрахункова модель із компресійним переломом

– у зоні введення цементу навпаки спостерігається збільшення напруженого стану, що пояснюється більш жорсткими властивостями кісткового цементу до губчастої кістки.

Таблиця 3

Місце перелому	до 10 %	від 10 до 30 %	більш 30 %
Th <sub>VII</sub>	Th <sub>V</sub> , L <sub>II</sub> -L <sub>IV</sub>	Th <sub>VIII</sub> , L <sub>I</sub>	Th <sub>VI</sub> , Th <sub>VII</sub>
Th <sub>XI</sub>	Th <sub>XII</sub> , L <sub>III</sub>	Th <sub>V</sub> , Th <sub>VI</sub> , L <sub>II</sub> , L <sub>IV</sub> , L <sub>V</sub>	Th <sub>VII</sub> -Th <sub>XI</sub>
Th <sub>XII</sub>	Th <sub>V</sub> , Th <sub>VI</sub> , Th <sub>XII</sub> , L <sub>II</sub>	L <sub>IV</sub> , L <sub>V</sub>	Th <sub>VII</sub> -Th <sub>XI</sub>

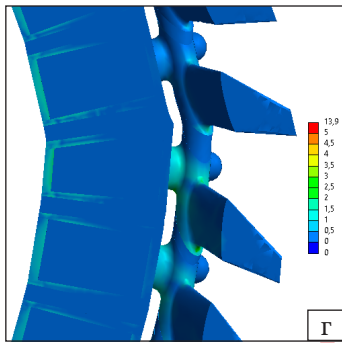
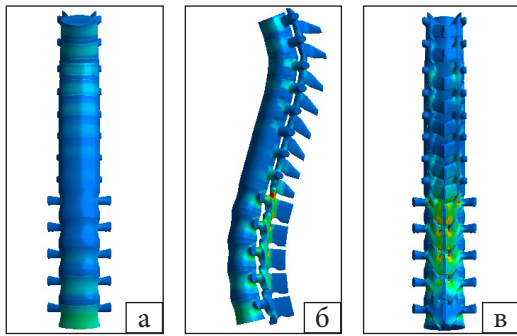


Рис. 29. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі, вигляд: а) спереду; б) зліва; в) ззаду; г) сагітальний зріз блока

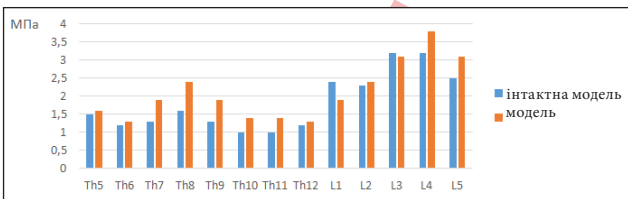


Рис. 30. Величина напружень за Мізесом в хребцях Th<sub>V</sub>-L<sub>V</sub>

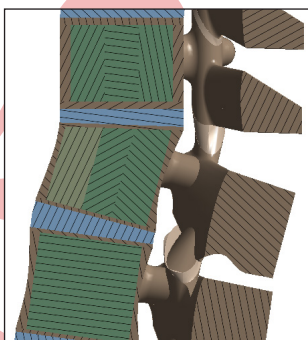


Рис. 31. Зріз у сагітальній площині блока хребців Th<sub>VI</sub>-Th<sub>VIII</sub>

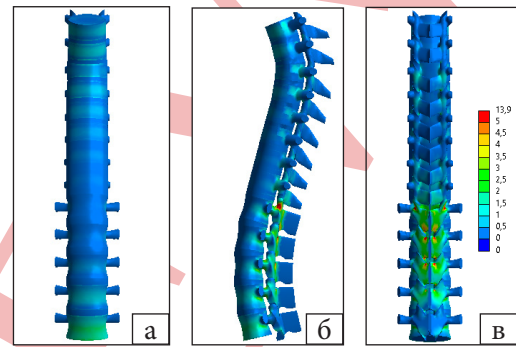


Рис. 32. Напруження за Мізесом в розрахунковій моделі,

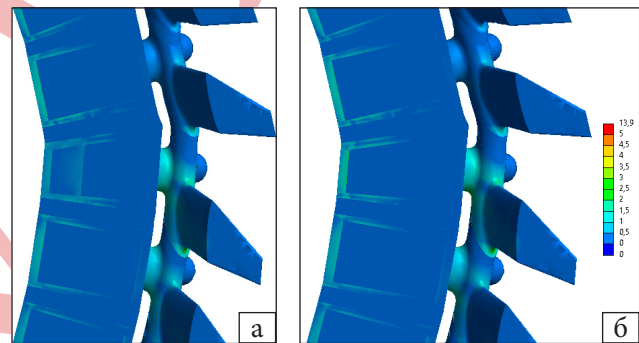


Рис. 33. Напруження за Мізесом у тілі хребця Th<sub>VII</sub>: а) в роз-

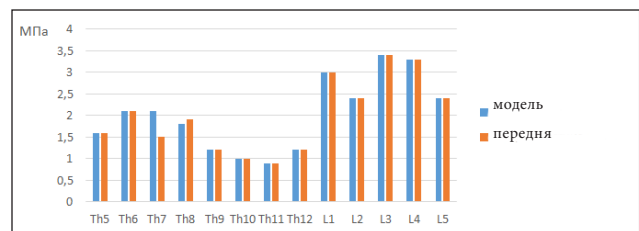


Рис. 34. Розподіл напружень за Мізесом у розрахункових

У підсумку в таблиці 3 зведені результати підвищення напруженого стану блоці хребців Th<sub>V</sub>-L<sub>V</sub> залежно від місця розташування перелому.

Отримані результати математичного моделювання узгоджуються з раніше встановленими клініко-статистичними закономірностями та підтверджують, що локалізація первинного компресійного перелому визначає характер перерозпо-

ділу напружень у хребті, створюючи передумови для виникнення нових переломів у прогнозованих сегментах [20].

### Висновки

Біомеханічне моделювання підтвердило, що компресійний перелом хребця призводить до суттєвого перерозподілу напружень у суміжних і віддалених сегментах хребта, із формуванням зон підвищеного навантаження, які відповідають клінічній топографії виникнення нових переломів знайдених нами в попередньому дослідженні. Вертебропластика знижує локальні напруження в її зоні, проте не усуває глобальних змін напружено-деформованого стану хребтно-рухового сегмента.

Отримані результати пояснюють механізми розвитку каскадних переломів та обґрунтовують доцільність профілактичних втручань у вразливих сегментах пацієнтів групи високого ризику. Отже, біомеханічне моделювання підтверджує клінічні та статистичні закономірності, виявлені в попередньому дослідженні.

Обмеження дослідження. Біомеханічна модель, побудована методом скінченних елементів, є статичною, ураховує лише вертикальне навантаження в положенні стоячи та не включає динамічні рухи, індивідуальну м'язову активність, вікові зміни постави (прогресуючий грудний кіфоз, нахил тулуба вперед, зміщення центра мас), дегенеративні зміни міжхребцевих дисків, вплив грудної клітки, ребер і черевного преса, а також індивідуальну геометрію хребта конкретного пацієнта. Ці спрощення обмежують повне відтворення реальної багатокомпонентної біомеханіки хребта в пацієнта похилого віку з остеопорозом.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Перспективою подальших досліджень є проспективна клінічна валідація підтверджених закономірностей із оцінкою їхньої прогностичної цінності, відтворюваності та практичної застосовності. Отримані дані можуть стати підґрунтям для удосконалення алгоритмів оцінки ризику, індивідуалізованого вибору уразливих хребців і впровадження профілактичних підходів у клінічну практику.

Інформація про фінансування. Дослідження було проведене в межах науково-дослідної роботи «Удосконалити діагностику та лікування нових компресійних переломів хребців грудного та поперекового відділів хребта у пацієнтів із дифузним остеопорозом після вертебропластики» (державний реєстраційний номері 0123U104219).

Внесок авторів. Попов А. І. — розробка концепції дослідження, аналіз результатів; Молодюк М. В., Попсуй-шапка К. О., Палкін О. В. — аналіз результатів, пошук літературних джерел, оформлення рукопису; Ярьсько О. В. — виконання математичного моделювання. Усі автори брали участь у написанні статті та схвалили остаточний рукопис.

### Список літератури

1. Yu, F., & Xia, W. (2019). The epidemiology of osteoporosis, associated fragility fractures, and management gap in China. *Archives of osteoporosis*, 14(1). <https://doi.org/10.1007/s11657-018-0549-y>
2. Alexandru, D., & So, W. (2012). Evaluation and management of vertebral compression fractures. *The permanente journal*, 16(4), 46–51. <https://doi.org/10.7812/tpp/12-037>
3. Beall, D., Lorio, M. P., Yun, B. M., Runa, M. J., Ong, K. L., & Warner, C. B. (2018). Review of vertebral augmentation: An updated meta-analysis of the effectiveness. *International journal of spine surgery*, 12(3), 295–321. <https://doi.org/10.14444/5036>
4. Ahsan, M. K., Pandit, O. P., & Khan, M. S. (2021). Percutaneous vertebroplasty for symptomatic osteoporotic compression fractures: A single-center prospective study. *Surgical Neurology International*, 12, 176. [https://doi.org/10.25259/sni\\_212\\_2021](https://doi.org/10.25259/sni_212_2021)
5. Li, N. (2025). Risk factors for lumbar fascial edema in patients with osteoporotic vertebral compression fractures and its effect on residual pain after percutaneous vertebroplasty. *American journal of translational research*, 17(9), 6931–6940. <https://doi.org/10.62347/imre7659>
6. Zhang, Z., Fan, J., Ding, Q., Wu, M., & Yin, G. (2013). Risk factors for new Osteoporotic vertebral compression fractures after Vertebroplasty. *Journal of spinal disorders & techniques*, 26(4), E150–E157. <https://doi.org/10.1097/bsd.0b013e31827412a5>
7. Lee, B. G., Choi, J., Kim, D., Choi, W. R., Lee, S. G., & Kang, C. (2019). Risk factors for newly developed osteoporotic vertebral compression fractures following treatment for osteoporotic vertebral compression fractures. *The spine journal*, 19(2), 301–305. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.06.347>
8. Park, J., & Park, Y. (2021). Survival analysis and risk factors of new vertebral fracture after vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fracture. *The spine journal*, 21(8), 1355–1361. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.04.022>
9. Li, W., Wang, H., Dong, S., Tang, Z., Chen, L., Cai, X., Hu, Z., & Yin, C. (2021). Establishment and validation of a nomogram and web calculator for the risk of new vertebral compression fractures and cement leakage after percutaneous vertebroplasty in patients with osteoporotic vertebral compression fractures. *European spine journal*, 31(5), 1108–1121. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-07064-z>
10. Zhou, C., Huang, S., Liao, Y., Chen, H., Zhang, Y., Li, H., Zhu, Z., & Wang, Y. (2023). Correlation analysis of larger side bone cement volume/vertebral body volume ratio with adjacent vertebral compression fractures during vertebroplasty. *Frontiers in endocrinology*, 14, 1072087. <https://doi.org/10.3389/fendo.2023.1072087>
11. Nie, M., Chen, Z., Shi, L., Cao, H., & Xu, L. (2024). Prediction of new vertebral compression fracture within 3 years after percutaneous vertebroplasty for osteoporotic vertebral compression fracture: Establishment and validation of a nomogram prediction model. *PLOS ONE*, 19(5), e0303385. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303385>
12. Cheng, Y., Cheng, X., & Wu, H. (2022). Risk factors of new vertebral compression fracture after percutaneous vertebroplasty or percutaneous kyphoplasty. *Frontiers in endocrinology*, 13, 964578. <https://doi.org/10.3389/fendo.2022.964578>
13. Ben-Hatira, F., Saidane, K., & Mrabet, A. (2012). A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. *Journal of biomedical science and engineering*, 05(03), 146–152. <https://doi.org/10.4236/jbise.2012.53019>
14. Srinivas, G. R., Kumar, M. N., & Deb, A. (2017). Adjacent disc stress following floating lumbar spine fusion: A finite element study. *Asian spine journal*, 11(4), 538–547. <https://doi.org/10.4184/asj.2017.11.4.538>
15. Zhang, Z., Fogel, G. R., Liao, Z., Sun, Y., Sun, X., & Liu, W. (2018). Biomechanical evaluation of four surgical scenarios

- of lumbar fusion with hyperlordotic interbody cage: A finite element study. *Bio-medical materials and engineering*, 29(4), 485-497. <https://doi.org/10.3233/bme-181004>
16. Tyndyk, M., Barron, V., & McHugh, P. (2006). The effect of various bone conditions on the biomechanics of the thoracolumbar spine—finite element study. *Journal of biomechanics*, 39, S103. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(06\)83309-9](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(06)83309-9)
  17. Aroeira, R. M., Pertence, A. E., Kemmoku, D. T., & Greco, M. (2017). Three-dimensional geometric model of the middle segment of the thoracic spine based on graphical images for finite element analysis. *Research on biomedical engineering*, 33(2), 97-104. <https://doi.org/10.1590/2446-4740.08916>
  18. Nakashima, D., Kanchiku, T., Nishida, N., Ito, S., Ohgi, J., Suzuki, H., Imajo, Y., Funaba, M., Chen, X., & Taguchi, T. (2018). Finite element analysis of compression fractures at the thoracolumbar junction using models constructed from medical images. *Experimental and therapeutic medicine*. <https://doi.org/10.3892/etm.2018.5848>
  19. Nishida, N., Ohgi, J., Jiang, F., Ito, S., Imajo, Y., Suzuki, H., Funaba, M., Nakashima, D., Sakai, T., & Chen, X. (2019). Finite element method analysis of compression fractures on whole-spine models including the rib cage. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2019, 1-10. <https://doi.org/10.1155/2019/8348631>
  20. Popov, A., & Moloduk, M. (2024). Prediction of repeated osteoporotic fractures of the thoracic and lumbar vertebrae (Experimental study). *Orthopaedics traumatology and prosthetics*, (3), 5-12. <https://doi.org/10.15674/0030-5987202435-12>
  21. Arkusz, K., Klekiel, T., Niezgod, T., & Będziński, R. (2018). The influence of osteoporotic bone structures of the pelvis-hip complex on stress distribution under impact load. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 20(1), 29-38. <https://doi.org/10.5277/ABB-00882-2017-02>
  22. Kong, W. Z., & Goel, V. K. (2003). Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine*, 28(17), 1961-1967. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000083236.33361.c5>
  23. Vidal-Lesso, A., Ledesma-Orozco, E., Lesso-Arroyo, R., & Rodriguez-Castro, R. (2011). Dynamic response of femoral cartilage in knees with Unicompartmental osteoarthritis. *Journal of applied research and technology*, 9(02). <https://doi.org/10.22201/icat.16656423.2011.9.02.445>
  24. Loskutov, O., Vasilchenko, Y., & Ambrazhey, M. (2014). Stiffness and strength characteristics of various brands of bone cement based on polymethylmethacrylate and their changes over time. *Trauma*, 15(1), 114-117. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.15.2014.81293>
  25. Park, W. M., Kim, Y. J., Wang, S., Kim, Y. H., & Li, G. (2020). Investigation of lumbar spine biomechanics using global convergence optimization and constant loading path methods. *Mathematical biosciences and engineering*, 17(4), 2970-2983.

Стаття надійшла до редакції 09.03.2026	Отримано після рецензування 01.04.2026	Прийнято до друку 22.04.2026
---	---	---------------------------------

## BIOMECHANICAL VALIDATION OF TOPOGRAPHIC PATTERNS OF NEW VERTEBRAL COMPRESSION FRACTURES AFTER VERTEBROPLASTY USING

M. V. Moloduk, A. I. Popov, O. V. Yaresko, K. O. Popsuyshapka, O. V. Palkin

- ✉ Mykyta Moloduk, MD: [NikitaMoloduk@gmail.com](mailto:NikitaMoloduk@gmail.com); <https://orcid.org/0009-0005-0058-424X>
- ✉ Andrii Popov, MD, DMSci in Orthopaedics and Traumatology: [aipopovdoc@gmail.com](mailto:aipopovdoc@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-9006-7721>
- ✉ Olexander Yaresko: [avyresko@gmail.com](mailto:avyresko@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>
- ✉ Kostiantyn Popsuyshapka, MD, DMSci: [konstantin.popsuy@gmail.com](mailto:konstantin.popsuy@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-8552-7287>
- ✉ Olexander Palkin, MD, PhD: [palkin110383@gmail.com](mailto:palkin110383@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0002-62064283>

УДК 616.831-089.5-089.168:612.26](048.8)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026288-95>

## Роль неінвазивного моніторингу церебральної оксигенації у виявленні порушень церебральної ауторегуляції та когнітивних дисфункцій під час анестезії в напівсидячому положенні

К. І. Лизогуб, М. В. Лизогуб

The beach chair position, commonly used in shoulder surgery, is associated with a potential risk of cerebral hypoperfusion due to hydrostatic gradient and anesthesia-induced hypotension. The role of cerebral autoregulation in maintaining adequate cerebral oxygenation under these conditions remains incompletely understood. Objective. Assess the relationships between indicators of systemic hemodynamics, cerebral oximetry and cognitive functions in patients in the perioperative period in a beach chair position. Methods. A total of 80 patients were included. Mean arterial pressure (MAP), heart rate, and regional cerebral oxygen saturation were continuously monitored using near-infrared spectroscopy (NIRS). Cerebral autoregulation was assessed using the correlation between MAP and  $rSO_2$  (cerebral oximetry index, COx). Cognitive function was evaluated using the Montreal Cognitive Assessment (MoCA). Results. Preserved cerebral autoregulation was observed in 75 patients (93.75 %), who demonstrated no clinically significant decrease in  $rSO_2$  after positioning. Five patients (6.25 %) developed marked reductions in MAP and cerebral oxygenation. During surgery, the decrease in  $rSO_2$  was significantly greater in these patients compared with the preserved autoregulation group ( $-15.2 \pm 4.6$  % vs.  $-1.07 \pm 4.79$  %;  $p < 0.001$ ). Postoperatively, the impaired autoregulation group showed a significant decline in MoCA scores from  $28.4 \pm 0.5$  to  $26.4 \pm 0.5$  points ( $p = 0.011$ ), whereas cognitive performance remained unchanged in the remaining patients. Conclusions. Cerebral autoregulation remained preserved in most patients undergoing surgery in the beach chair position. Impaired cerebral autoregulation was associated with greater decreases in cerebral oxygenation and postoperative cognitive decline. NIRS monitoring may facilitate early identification of patients at risk of cerebral hypoperfusion and perioperative neu-

Напівсидяче положення, яке широко використовується під час нейрохірургічних та ортопедичних операцій, може супроводжуватися зниженням церебральної перфузії внаслідок гідростатичного градієнта й анестезіологічно індукованої гіпотензії. Роль церебральної ауторегуляції в підтриманні адекватної оксигенації мозку в цих умовах залишається недостатньо вивченою. Мета. Проаналізувати взаємозв'язок між показниками системної гемодинаміки, церебральної оксиметрії та когнітивних функцій у пацієнтів у періопераційному періоді у напівсидячому положенні (НСП). Методи. У проспективне дослідження включено 80 пацієнтів. Проводили моніторинг середнього артеріального тиску (САТ), частоти серцевих скорочень і регіональної церебральної оксигенації методом NIRS. Вивчення церебральної ауторегуляції здійснювали шляхом аналізу кореляції між САТ і  $rSO_2$ . Когнітивні функції оцінювали за шкалою МоСА. Результати. У 75 пацієнтів (93,75 %) під час переведення в напівсидяче положення не спостерігалось клінічно значущого зниження  $rSO_2$ , що свідчило про збережену церебральну ауторегуляцію. У 5 осіб (6,25 %) відзначалося виражене зниження САТ і  $rSO_2$ . Під час інтраопераційного моніторингу величина зниження  $rSO_2$  становила  $-15,2 \pm 4,6$  проти  $(-1,07 \pm 4,79)$  % у пацієнтів зі збереженою ауторегуляцією ( $p < 0,001$ ). Післяопераційно у цій групі спостерігалось достовірне зниження показників МоСА з  $28,4 \pm 0,5$  до  $(26,4 \pm 0,5)$  бала ( $p = 0,011$ ), тоді як у решти пацієнтів когнітивні функції залишалися стабільними. Висновки. У більшості прооперованих церебральна ауторегуляція в разі оперативних втручань у напівсидячому положенні залишається збереженою. Її порушення асоціюється зі значно вираженішим зниженням церебральної оксигенації та післяопераційним погіршенням когнітивних функ-

## Вступ

Церебральна оксиметрія методом ближньої інфрачервоної спектроскопії (NIRS) відображає регіонарну сатурацію в корі головного мозку та частково підкорковій білій речовині лобної долі, виступає індикатором балансу між доставкою та споживанням кисню мозковою тканиною. Показники NIRS значною мірою залежать від церебрального кровотоку, який, у свою чергу, визначається церебральним перфузійним тиском (ЦПТ), розрахованим як різниця між середнім артеріальним тиском (САТ) та внутрішньочерепним тиском (ВЧТ).

Традиційне уявлення про нижню межу ауторегуляції близько 50–60 мм рт. ст. не враховує значної міжіндивідуальної варіабельності; у дорослих нижня межа може коливатися приблизно від 40 до 90 мм рт. ст. [1], за умов збереженої церебральної ауторегуляції мозкові судини здатні підтримувати стабільний кровотік шляхом зміни судинного тону, тому коливання САТ не супроводжуються суттєвими змінами показників NIRS. Отже, у межах ауторегуляторного плато прямої кореляції між САТ і церебральною оксигенацією ( $rSO_2$ ) не спостерігається. Натомість у разі порушень механізмів церебральної ауторегуляції (черепно-мозкова травма, гіпоксія, сепсис, вплив анестетиків, гіпокапнія, підвищення ВЧТ тощо) мозковий кровотік стає пасивно залежним від рівня системного артеріального тиску. У таких умовах зниження САТ призводить до зменшення ЦПТ, зниження як мозкового кровотоку, так і відповідних показників NIRS, що формує чітку пряму залежність між цими параметрами. Церебральна ауторегуляція відіграє вирішальну роль у різних клінічних сценаріях, включаючи періопераційний період. Дисфункція ауторегуляції може спричинити церебральну ішемію (гіперперфузію) за умов епізодів низького церебрального кровотоку або вазогенного набряку та геморагічних інсультів (гіперперфузії) під час періодів підвищеного церебрального кровотоку. Крім того, порушена церебральна ауторегуляція може посилити первинне та вторинне ураження головного мозку [2, 3].

Оскільки від 70 до 80 % крові в мозку знаходиться у венозному просторі, значення NIRS переважно відображають оксигенацію венозної крові. Крім того, існує важлива внутрішньоіндивідуальна та міжіндивідуальна варіабельність початкового рівня. Нормальні значення NIRS становлять від 60 до 75 %, але у деяких пацієнтів із серцевими захворюваннями виявлено фізіологічні значення 55–60 %. Тому тенденції значень вважаються важ-

ливішими в клінічній практиці, ніж абсолютні значення [4]. Зниження показників NIRS на 20 % від базового рівня або на абсолютне значення менше ніж 50 %, вважається значним [5].

Напівсидяче положення (НСП) — це позиція, яка зазвичай використовується в хірургії верхніх кінцівок. Хоча втручання в цьому положенні має багато переваг, є також потенційні недоліки, включаючи неврологічні ускладнення, які вкрай рідкісні [6], проте мають серйозні наслідки. Відомо, що розвиток цих ускладнень зумовлений гравітаційним ефектом НСП, який спричиняє зниження мозкової перфузії.

Актуальність проблеми церебральної оксигенації під час анестезії в НСП обумовлена широким застосуванням артроскопічних втручань на плечовому суглобі, під час яких існує ризик розвитку церебральної гіперперфузії внаслідок позиційних і гемодинамічних змін [7].

Розвиток післяопераційної когнітивної дисфункції (ПОКД) або делірію може бути одним із небажаних наслідків операцій у НСП, який можна пояснити зниженням інтраопераційного рівня  $rSO_2$  більш ніж на 20 % від початкового значення [8]. Зниження  $rSO_2$  розглядається як незалежний чинник ризику розвитку післяопераційної когнітивної дисфункції (ПОКД) [9]. Отже, залишається актуальним виявлення в передопераційному періоді факторів, які впливають на ризик виникнення періопераційних цереброваскулярних інцидентів.

Мета: проаналізувати взаємозв'язок між показниками системної гемодинаміки, церебральної оксиметрії та когнітивних функцій у пацієнтів у періопераційному періоді в напівсидячому положенні.

## Матеріал та методи

Роботу виконано в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». Дослідження схвалене комітетом із біоетики відповідної установи, протокол № 263 від 04.05.2026 р. та проведене з дотриманням принципів належної клінічної практики (ICH GCP), Гельсінської декларації з прав людини та біомедицини (редакція 2024 р.), а також вимог чинного законодавства України.

До проспективного обсерваційного дослідження проведено скрінінг 80 пацієнтів, яким здійснили артроскопічні втручання на плечовому суглобі в НСП. Середній вік хворих складав  $(42,44 \pm 11,51)$  років.

Критерії виключення: порушення ритму, печінкова чи ниркова недостатність, втручання на голов-

ному мозку в анамнезі, відмова пацієнта від участі. Фізичний стан пацієнтів у передопераційному періоді оцінювали за шкалою American Society of Anesthesiologists (ASA), причому всі прооперовані належали до I–II класу.

Дослідження проводилось у 3 етапи:

– 1 — за 24 год до операції пацієнтам визначали індекс церебральної оксиметрії ( $CO_x$ ), який розраховується як коефіцієнт кореляції між САТ і регіональною  $rSO_2$ , отриманою методом NIRS. Такий підхід базується на аналізі взаємозв'язку між повільними коливаннями системного артеріального тиску та церебральної оксигенації і широко застосовується для неінвазивного визначення церебральної ауторегуляції. Значення  $CO_x$  коливаються від -1 до 1, якщо вище 0 — порушення церебральної ауторегуляції. Негативні значення свідчать про зміну сурогатних показників церебрального кровотоку незалежно від САТ, що відображає неушкоджену ауторегуляцію [10]. Після 5-хвилинного періоду адаптації у стані спокою проводили 3 послідовні вимірювання показників САТ та  $rSO_2$  з інтервалом 3 хв у положенні лежачи на спині. Після переведення хворого в НСП та стабілізації гемодинамічних показників виконували ще 3 послідовні вимірювання з аналогічним інтервалом. Під час статистичного аналізу використовували середнє арифметичне значення 3 послідовних вимірювань для кожного положення тіла.

Залежно від характеру змін  $rSO_2$  та показників гемодинаміки хворих розподілено на 2 групи: I — збережена церебральна ауторегуляція ( $n = 75$ ); II — порушена церебральна ауторегуляція ( $n = 5$ ).

У групі I переведення в НСП не супроводжувалося значущими змінами гемодинамічних показників та рівня  $rSO_2$ . Водночас у групі II під час зміни положення тіла зафіксовано зниження церебральної оксигенації та САТ;

– 2 — інтраопераційне дослідження. Первинне позиціонування пацієнтів було в стандартному положенні — лежачи на спині. Індукція включала: розчин пропофолу 1 % — 2 мг/кг, фентанілу 0,005 % — 0,2 мг, міоплегія під час інтубації трахеї забезпечувалась розчином суксаметонію 1 мг/кг і надалі міорелаксація підтримувалась розчином атракурію бесилат у дозуванні 0,3 мг/кг. Після протезування дихальних шляхів і переведення пацієнта на штучну вентиляцію легень апаратом Drager Atlan A350, режим вентиляції — pressure support, загальна анестезія підтримувалась розчином пропофолу 1 % залежно від показників BIS-моніторингу, дозування пропофолу 1 % складало 4,5–6,5 мг/кг/год. Знеболення проводили

розчином фентанілу 0,005 %. Через 10 хв після індукції хворих переводили в НСП. Сатурацію периферичної крові ( $SpO_2$ ), неінвазивний систолічний артеріальний тиск (СиАТ), діастолічний артеріальний тиск (ДіАТ), САТ визначено монітором Mediana YM 6000. Перше вимірювання здійснювали одразу після надходження в операційну, надалі — кожні 5 хв. Для контролю глибини седації та корекції інфузії пропофолу використовували BIS-моніторинг системою COVIDEN. Моніторинг  $rSO_2$  проводили за допомогою апарата INVOS 5100 Regional Oximeter;

– 3 — аналіз когнітивних функцій у післяопераційному періоді. Стан когнітивних функцій оцінювали до операції та на 3 добу після за шкалою MoCA [11]. Результати післяопераційного тестування порівнювали з передопераційними показниками. Аналізували загальний бал MoCA, а також наявність ознак ПOKД. Отримані дані порівнювали між групами хворих.

Виконано статистичний аналіз, який проводили з використанням середовища R (R Foundation for Statistical Computing). Нормальність розподілу кількісних показників оцінювали за допомогою тесту Шапіро-Уїлка та графічного аналізу Q-Q plots. За умови нормального розподілу результати подано у вигляді середнього значення та стандартного відхилення ( $M \pm SD$ ). Оскільки дані оцінювали у двох періодах спостереження — до операції та під час її проведення, для кожного пацієнта розраховували індивідуальну зміну показника між періодами ( $\Delta rSO_2$  та  $\Delta CAT$ ). Це дозволяло визначити напрямок і величину змін у межах показників одного хворого.

На першому етапі визначали зміну показника у відповідь на переведення пацієнта з позиції лежачи в НСП:

$$\Delta rSO_2 = rSO_2_{\text{напівсидячи}} - rSO_2_{\text{лежачи}};$$

$$\Delta CAT = CAT_{\text{напівсидячи}} - CAT_{\text{лежачи}}.$$

Такі показники характеризували безпосередню реакцію церебральної оксигенації та системної гемодинаміки на зміну положення тіла.

Для оцінювання зміни реакції на переведення пацієнтів у положення напівсидячи між перед- та інтраопераційним етапами розраховували показники  $\Delta(\Delta rSO_2)$  та  $\Delta(\Delta CAT)$ . Для цього визначали різницю між інтра- та передопераційною реакцією:

$$\Delta(\Delta rSO_2) = \Delta rSO_2_{\text{інтраопераційна}} - \Delta rSO_2_{\text{преопераційна}};$$

$$\Delta(\Delta CAT) = \Delta CAT_{\text{інтраопераційна}} - \Delta CAT_{\text{преопераційна}}.$$

Таким чином,  $\Delta(\Delta rSO_2)$  відображав зміну церебральної оксигенаційної відповіді на переведення в НСП в умовах анестезії порівняно з передопераційним станом, а  $\Delta(\Delta CAT)$  — зміну гемодинамічної відповіді за CAT. Використання показників  $\Delta(\Delta rSO_2)$  та  $\Delta(\Delta CAT)$  дозволяло оцінити не лише абсолютні значення  $rSO_2$  та CAT, а саме зміну фізіологічної відповіді на однакове положення тіла у двох різних клінічних умовах — до операції та під час анестезії. Проаналізовано безпосередню реакцію  $rSO_2$  та системної гемодинаміки на зміну положення тіла.

Для оцінювання зміни реакції на переведення пацієнтів у НСП між перед- та інтраопераційними етапами розраховували показники  $\Delta(\Delta rSO_2)$  та  $\Delta(\Delta CAT)$ . Для цього розраховували різницю між інтра- та передопераційною реакцією.

Для внутрішньогрупових порівнянь показників у цих пацієнтів (положення лежачи та НСП) використовували парний t-test. Для характеристики величини ефекту розраховували Hedges' g та його 95 % довірчий інтервал (95 % CI).

Через значну нерівність чисельності груп і малу кількість хворих у II групі, міжгрупові порівняння виконували за допомогою Permutation (перестановочний) Welch-test. Для оцінки величини міжгрупових відмінностей додатково розраховували Hedges' g та 95 % CI [12].

Для оцінювання асоціацій між кількісними показниками використовували рангову кореляцію Спірмана ( $\rho$ ). Цей метод не потребує припущення про нормальний розподіл даних і дозволяє виявити монотонний зв'язок між показниками, що є особливо важливим за малої кількості спостережень в окремих групах. Результати вважали статистично значущими за  $p < 0,05$ .

## Результати

Аналіз  $CO_x$  у пацієнтів у передопераційному періоді

У пацієнтів I групи переведення в НСП супроводжувалося значущими змінами гемодинамічних показників та рівня  $rSO_2$ . Водночас у II групі під час зміни положення тіла відзначалося зниження  $rSO_2$  та CAT. Початкові показники наведено в таблиці 1.

У I групі середнє значення  $rSO_2$  статистично значуще ( $p = 0,003$ ) зменшувалося з  $(91,35 \pm 3,77)$  % у положенні лежачи до  $(90,96 \pm 3,99)$  % у НСП. У II групі також спостерігалось зниження  $rSO_2$  з  $89,00 \pm 2,00$  до  $(87,20 \pm 2,17)$  %, проте через малу чисельність групи ці зміни не досягли статистичної значущості ( $p = 0,137$ ). Порівняння груп показало, що в положенні лежачи статистично значущих відмінностей за рівнем  $rSO_2$  не виявлено ( $p = 0,055$ ). Після переведення в НСП рівень  $rSO_2$  у II групі статистично значущо нижчий ( $p = 0,013$ ), ніж у I групі, величина міжгрупової різниці відповідає великому ефекту ( $g = 0,95$ ).

CAT у I групі знижувався з  $100,55 \pm 7,76$  до  $(98,03 \pm 10,13)$  мм рт. ст., різниця статистично не значуща ( $p = 0,096$ ). У II групі після переведення в НСП спостерігалось виражене зниження CAT з  $103,60 \pm 2,97$  до  $(87,60 \pm 2,51)$  мм рт. ст., яке було статистично значущим ( $p = 0,002$ ) та супроводжувалося дуже великим розміром ефекту ( $g = 2,63$ ). Між групами статистично значущих відмінностей за CAT у положенні лежачи не виявлено ( $p = 0,092$ ). Після переведення пацієнтів у напівсидяче положення CAT у II групі був суттєво нижчим порівняно з I ( $p < 0,001$ ), а величина ефекту відповідала великому клінічно значущому ( $g = 1,04$ ).

Для вивчення реакції на переведення пацієнтів у НСП за 24 год до операції аналізували  $\Delta rSO_2$  та  $\Delta CAT$ , розраховані як різниця між показниками в НСП та лежачи (табл. 2).

У I групі переведення в НСП супроводжувалося незначним зниженням  $\Delta rSO_2$  ( $-0,4 \pm 1,1$ ) % та  $\Delta CAT$  ( $-2,5 \pm 12,9$ ) мм рт. ст. У II групі зниження було вираженим і становило відповідно  $\Delta rSO_2$

Таблиця 1

Показник	Положення		Внутрішньогрупове порівняння (t; p)	Hedges' g (95 % CI)
	лежаче	НСП		
$rSO_2$ , %:				
- I група;	$91,35 \pm 3,77$	$90,96 \pm 3,99$	$t = -3,113$ ; $p = 0,003$	$-0,36$ [ $-0,59$ ; $-0,12$ ]
- II група;	$89,00 \pm 2,00$	$87,20 \pm 2,17$	$t = -1,857$ ; $p = 0,137$	$-0,66$ [ $-1,46$ ; $0,19$ ]
- міжгрупове порівняння	$t = 2,361$ ; $p = 0,055$	$t = 3,498$ ; $p = 0,013$		$0,63$ [ $-0,27$ ; $1,53$ ] $0,95$ [ $0,04$ ; $1,86$ ]

( $-1,8 \pm 2,2$ ) % та  $\Delta\text{CAT}$  ( $16,0 \pm 4,8$ ) мм рт. ст. Порівняння груп показало, що величина зниження  $\Delta\text{rSO}_2$  у II групі більша, ніж у I, проте ця різниця не досягла статистичної значущості ( $p = 0,267$ ). Водночас величина ефекту помірною ( $g = 0,66$ ), що може свідчити про тенденцію до більш вираженого зниження  $\Delta\text{rSO}_2$  у пацієнтів II групи.

Для  $\Delta\text{CAT}$  різниця між групами була статистично значущою ( $p = 0,0045$ ). У II групі зниження  $\Delta\text{CAT}$  під час переведення в НСП значно більше, ніж у I. Величина ефекту  $g = 1,26$  свідчить про суттєві відмінності гемодинамічної відповіді між групами вже на передопераційному етапі.

За результатами аналізу, за 24 год до операції, пацієнти II групи демонстрували більш виражене зниження  $\text{CAT}$  під час переведення в НСП, тоді як відмінності за  $\Delta\text{rSO}_2$  мали характер тенденції та не досягли статистичної значущості.

Аналіз  $\text{CO}_x$  у пацієнтів в інтраопераційному періоді

Таблиця 2

## Оцінювання зміни показників гемодинаміки

Вихідний показник за групами	За 24 години до операції	
	$\Delta\text{rSO}_2$	$\Delta\text{CAT}$
- I ( $M \pm SD$ );	$-0,4 \pm 1,1$	$-2,5 \pm 12,9$
- II ( $M \pm SD$ )	$-1,8 \pm 2,2$	$-16,0 \pm 4,8$

Під час проведення операції, в обох групах фіксували показники  $\text{rSO}_2$  та  $\text{CAT}$  у положенні лежачи під час наркозу та після переведення пацієнтів у НСП (табл. 3).

У I групі середній рівень  $\text{rSO}_2$  практично не змінювався ( $p = 0,059$ ) під час переведення пацієнтів у НСП — з  $91,49 \pm 3,80$  до ( $90,42 \pm 4,10$ ) %. У II групі спостерігалось різке, статистично значуще ( $p = 0,002$ ) зниження  $\text{rSO}_2$  з  $92,60 \pm 1,95$  до ( $77,40 \pm 3,97$ ) % та супроводжувалося дуже великим розміром ефекту ( $g = -2,63$ ). Під час порівняння груп виявлено, що у положенні лежачи статистично значущих відмінностей за рівнем  $\text{rSO}_2$  не було ( $p = 0,296$ ), після переведення в НСП у II групі  $\text{rSO}_2$  суттєво нижчий порівняно з I ( $p = 0,001$ ;  $g = 3,15$ ).

$\text{CAT}$  під час інтраопераційного етапу статистично значущо ( $p < 0,001$ ) знижувався після переведення пацієнтів у НСП в обох групах. У I групі з ( $163,23 \pm 22,44$ ) мм рт. ст. зменшився до ( $79,03 \pm 9,38$ ) мм рт. ст. із великим розміром ефекту ( $g = -3,35$ ). У II групі  $\text{CAT}$  знижувався зі  $154,47 \pm 10,64$  до ( $75,20 \pm 4,58$ ) мм рт. ст. також із ефектом ( $g = -6,19$ ).

Незважаючи на виражене зниження  $\text{CAT}$  після переведення в НСП в обох групах, відмінності між ними не були статистично значущими ні у положенні лежачи ( $p = 0,152$ ), ні в НСП ( $p = 0,146$ ).

Отже, основні міжгрупові відмінності під час інтраопераційного дослідження були пов'язані не з рівнем  $\text{CAT}$ , а зі значно більш вираженим зниженням  $\text{rSO}_2$  у пацієнтів II групи після пере-

Таблиця 3

Початкові показники  $\text{rSO}_2$  та  $\text{CAT}$  в інтраопераційному періоді

Показник	Положення пацієнта		Порівняння між положеннями пацієнтів
	лежачи	НСП	
$\text{rSO}_2$ , %	$91,49 \pm 3,80$	$90,42 \pm 4,10$	$t = -1,9162$ , $p = 0,059$ $g = -0,22$ ; $[-0,45; 0,01]$
I II	$92,60 \pm 1,95$	$77,40 \pm 3,97$	$t = -7,3818$ ; $p = 0,002$ $g = -2,63$ ; $[-4,51; -0,75]$
Міжгрупове порівняння: $t$ , $p$ $g$ ; 95 %CI	$-1,140$ ; $0,296$ $-0,30$ ; $[-1,19; 0,60]$	$7,074$ ; $0,001$ $3,15$ ; $[2,12; 4,17]$	—
$\text{CAT}$ , мм,рт,ст	$163,23 \pm 22,44$	$79,03 \pm 9,38$	$t = -29,082$ , $p < 0,001$ $g = -3,35$ ; $[-3,93; -2,76]$
I II	$154,47 \pm 10,64$	$75,20 \pm 4,58$	$t = -17,351$ ; $p < 0,001$ $g = -6,19$ ; $[-10,38; -2,08]$

ведення в НСП. Результати інтраопераційного контролю зміни  $\Delta rSO_2$  та  $\Delta CAT$  наведені в табл. 4.

У I групі середнє зниження  $\Delta rSO_2$  становило  $(-1,07 \pm 4,79)$  %, у II воно значно більше й досягало  $(-15,20 \pm 4,60)$  % зі статистично значущою міжгруповою різницею ( $p < 0,001$ ) та великим розміром ефекту ( $g = 2,48$ ). Це свідчить про значно виражене зниження  $\Delta rSO_2$  у пацієнтів II групи під час переведення в НСП під час операції.

Зміни  $\Delta CAT$  були значними в обох групах. У I групі  $\Delta CAT$  дорівнювало  $(-84,20 \pm 24,91)$  мм рт. ст., у II —  $(-79,27 \pm 10,22)$  мм рт. ст. без статистично значущої міжгрупової різниці ( $p = 0,402$ ).

Отже, під час інтраопераційного переведення пацієнтів у НСП в обох групах спостерігалось подібне за величиною зниження  $\Delta CAT$ . Водночас лише хворі II групи демонстрували значно виражене зниження  $\Delta rSO_2$ , що може свідчити про недостатню компенсацію церебрального кровообігу в умовах ортостатичного навантаження під час анестезії.

Для виявлення впливу анестезії на реакцію організму під час переведення пацієнтів в НСП аналізували показники  $\Delta(\Delta rSO_2)$  та  $\Delta(\Delta CAT)$ , які характеризували зміну реакції між перед- та інтраопераційними етапами (табл. 5).

У I групі зміна церебральної оксигенаційної відповіді ( $\Delta(\Delta rSO_2)$ ) незначна і становить  $(-0,68 \pm 4,86)$  %, що показує про відносно стабільну реакцію  $rSO_2$  на переведення в НСП до операції та під час анестезії. У II групі цей показник становив  $(-13,40 \pm 5,32)$  %, тобто під час операції зниження  $rSO_2$  за переведення в НСП було значно вираженим, ніж на передопераційному етапі. Різниця між групами була статистично значущою ( $p < 0,001$ ) та супроводжувалася дуже великим розміром ефекту ( $g = 2,05$ ). Результати свідчать, що у пацієнтів II групи анестезія асоціювалася з істотним погіршенням  $rSO_2$  відповіді на переведення в НСП порівняно з хворими I групи.

Таблиця 4

## Інтраопераційні зміни

Група	Операційний контроль	
	$\Delta rSO_2$	$\Delta CAT$
I	$-1,07 \pm 4,79$	$-84,20 \pm 24,91$
II	$-15,20 \pm 4,60$ II	$-79,27 \pm 10,22$

Аналіз змін  $\Delta(\Delta CAT)$  показав, що у I групі величина показника становила  $(-81,67 \pm 25,46)$  мм рт. ст., у II —  $(63,27 \pm 8,73)$  мм рт. ст., тобто різниця між групами також була статистично значущою ( $p = 0,01756$ ) із великим ефектом ( $g = -0,89$ ).

Анестезія суттєво змінювала реакцію на вертикалізацію в обох групах, проте характер цих змін різний. У пацієнтів II групи спостерігалось більш виражене погіршення  $rSO_2$  під час переведення в НСП, тоді як зміни  $CAT$  між групами менш виражені. Це свідчить, що виявлені відмінності  $rSO_2$  не можуть бути повністю пояснені лише змінами системної гемодинаміки.

Проведено кореляційний аналіз для виявлення зв'язку між  $\Delta rSO_2$  і  $\Delta CAT$  на перед- та інтраопераційному етапах, а також для міжетапних змін ефектів переведення в НСП ( $\Delta(\Delta rSO_2)$  і  $\Delta(\Delta CAT)$ ). Для аналізу використовували коефіцієнт Спірмена ( $r$ ). За 24 год до операції не виявлено статистично значущого кореляційного зв'язку між  $\Delta rSO_2$  та  $\Delta CAT$ . У I групі кореляція була дуже слабкою ( $\rho = 0,027$ ;  $p = 0,821$ ), у II спостерігався помірний негативний кореляційний зв'язок, який не досяг статистичної значущості ( $\rho = -0,53$ ;  $p = 0,362$ ). Аналогічні результати були отримані й у разі аналізу зв'язку  $\Delta rSO_2$  і  $\Delta CAT$  під час операції. У групах не має зв'язків між показниками:  $\rho = 0,031$ ;  $p = 0,787$  для I групи;  $\rho = 0,35$ ;  $p = 0,553$  — для II.

Оцінювання зв'язку зміни ефектів ( $\Delta(\Delta rSO_2)$  і  $\Delta(\Delta CAT)$ ) також показала їхню відсутність між показниками. Так для I групи кореляція становила  $\rho = 0,012$ ;  $p = 0,911$ , для II визначено середній негативний  $\rho = -0,5$  та не значущий  $p = 0,391$  зв'язок. Ураховуючи дуже малий розмір II групи, отримані кореляційні зв'язки треба оцінювати обережно.

Оцінювання когнітивної функції проводили за шкалою MoCA за 24 год до втручання та в ранньому післяопераційному періоді (табл. 5).

Таблиця 5

## Оцінка ефекту переведення в НСП між перед-

Група	Операційний контроль	
	$\Delta(\Delta rSO_2)$	$\Delta(\Delta CAT)$
I	$-0,68 \pm 4,86$	$-81,67 \pm 25,46$
II	$-13,40 \pm 5,32$	$-63,27 \pm 8,73$

У I групі середній бал за шкалою МоСА до операції становив  $28,8 \pm 1,0$ , після — ( $28,7 \pm 0,8$ ) бала. Виявлені зміни незначні та не досягли статистичної значущості ( $p = 0,241$ ). Малий розмір ефекту ( $g = 0,14$ ) свідчить про практичну відсутність змін когнітивної функції у пацієнтів I групи. У II групі середній показник МоСА показав статистично значуще зниження ( $p = 0,011$ ) з  $28,4 \pm 0,5$  до ( $26,4 \pm 0,5$ ) бала та супроводжувалося великим розміром ефекту ( $g = 1,60$ ), що може показувати суттєве погіршення когнітивної функції після лікування (табл. 6).

Отже, у пацієнтів I групи показники когнітивної функції залишалися стабільними протягом періоду спостереження, тоді як у хворих II групи відзначалося статистично та клінічно значуще зниження результатів МоСА та найбільш виражене інтраопераційне зниження  $rSO_2$ , отримані дані можуть свідчити про можливий зв'язок між її порушенням під час операції та погіршенням післяопераційних когнітивних показників, які проявлялися переважно легким зниженням концентрації уваги, уповільненням психомоторних реакцій та помірними труднощами короткочасної пам'яті без розвитку клінічно значущого неврологічного дефіциту.

### Обговорення

Ми виявили, що в більшості пацієнтів під час переведення в НСП спостерігалось помірне зниження артеріального тиску без клінічно значущого зниження  $rSO_2$ , що відповідає функціональним змінам. Низький коефіцієнт кореляції між показниками артеріального тиску та  $rSO_2$  в II групі свідчить про збереження механізмів церебральної ауторегуляції. Це узгоджується зі сучасним уявленням про  $CO_x$  як показник «pressure-passive» церебральної перфузії: за збереженої ауторегуляції зміни САТ не повинні супроводжуватися паралельними змінами  $rSO_2$ , тоді як позитивна кореляція між ними вказує на втрату компенсаторної судинної відповіді [13]. Зауважимо, що пацієнти з нижчими інтраопераційними значеннями  $rSO_2$  мали і нижчі показ-

ники за шкалою МоСА, що відповідало легким когнітивним порушенням. Це співпадає з даними М. Aguirre та співавт., які показали, що за загальної внутрішньовенної анестезії в НСП церебральні десатурації можуть виникати приблизно у 25 % випадків у пацієнтів ASA I–II та асоціюватися з порушенням церебрального кровотоку і погіршенням нейроповедінкових функцій у ранньому післяопераційному періоді. Разом із тим література з цього питання залишається неоднорідною: частина оглядів підкреслює асоціацію церебральної десатурації з когнітивними порушеннями, тоді як в окремих дослідженнях прямий причинний зв'язок не був переконливо доведений [14]. Окремо слід підкреслити роль гідростатичного градієнта між рівнем серця та головного мозку. У НСП церебральний перфузійний тиск є нижчим, ніж тиск, виміряний на рівні плеча або серця, і саме це може частково пояснювати, чому навіть «прийнятні» системні значення артеріального тиску не гарантують адекватної церебральної перфузії.

У літературі наголошується, що під час операцій у НСП слід уникати контрольованої гіпотензії, а цільовий САТ має бути вищим у пацієнтів із гіпертензією чи цереброваскулярною патологією [15]. Таким чином, наші результати узгоджуються із сучасною концепцією — системний артеріальний тиск не є достатнім маркером церебральної безпеки під час оперативних втручань у НСП. Поєднане використання стандартного гемодинамічного моніторингу та NIRS дозволяє своєчасно виявляти пацієнтів із потенційно порушеною церебральною ауторегуляцією, у яких навіть помірне зниження артеріального тиску може супроводжуватися клінічно значущим падінням  $rSO_2$  та гіршими когнітивними показниками [16].

Обмеження: невелика кількість пацієнтів із виявленими ознаками порушення ауторегуляції, що обмежує статистичну потужність міжгрупових порівнянь. Крім того, NIRS відображає регіональну, а не глобальну  $rSO_2$ , а результати можуть частково залежати від методики вимірювання, типу датчиків і вибраних порогів десатурації.

### Висновки

У більшості пацієнтів під час переведення у напівсидяче положення церебральна ауторегуляція залишалася збереженою та не супроводжувалася значущим зниженням  $rSO_2$ .

Порушення церебральної ауторегуляції асоціювалося з більш вираженим зниженням артеріального тиску, церебральної оксигенації та нижчими показниками когнітивних функцій.

Таблиця 6

Група	До операції (M ± SD)	Післяопераційний період (M ± SD)	Міжгрупове порівняння: t, p g, 95 % CI
I	$28,8 \pm 1,0$	$28,7 \pm 0,8$	1,1827; 0,241 0,14; [-0,09; 0,36]

Моніторинг церебральної оксигенації методом NIRS є інформативним інструментом раннього виявлення церебральної десатурації та порушень церебральної ауторегуляції у пацієнтів під час оперативних втручань у напівсидячому положенні.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Удосконалення періопераційного в НСП під час проведення артророскопії плечового суглоба.

Інформація про фінансування. Зовнішнього фінансування дослідження не отримувало.

Внесок авторів. Лизогуб К. І. — аналіз отриманих даних, Лизогуб М. В. — розробка концепції дослідження.

## Список літератури

- Vu, E. L., Brown, C. H., Brady, K. M., & Hogue, C. W. (2024). Monitoring of cerebral blood flow autoregulation: Physiologic basis, measurement, and clinical implications. *British Journal of Anaesthesia*, 132(6), 1260–1273. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2024.01.043>
- Donnelly, J., Budohoski, K. P., Smielewski, P., & Czosnyka, M. (2016). Regulation of the cerebral circulation: Bedside assessment and clinical implications. *Critical Care*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-016-1293-6>
- Sarwal, A., Robba, C., Venegas, C., Ziai, W., Czosnyka, M., & Sharma, D. (2023). Are we ready for clinical therapy based on cerebral Autoregulation? A pro-con debate. *Neurocritical Care*, 39(2), 269–283. <https://doi.org/10.1007/s12028-023-01741-1>
- Maillard, J., Sologashvili, T., Diaper, J., Licker, M., & Keli Barcelos, G. (2019). A case of persistence of normal tissue oxygenation monitored by near-infrared spectroscopy (NIRS) values despite prolonged perioperative cardiac arrest. *American Journal of Case Reports*, 20, 21–25. <https://doi.org/10.12659/ajcr.911399>
- Seshan, J. R., Kapoor, I., Prabhakar, H., & Mahajan, C. (2022). An unexpected reduction in the value of near-infrared spectroscopy in a child with moyamoya disease. *Journal of Anaesthesiology Clinical Pharmacology*, 38(2), 336–337. [https://doi.org/10.4103/joacp.joacp\\_117\\_20](https://doi.org/10.4103/joacp.joacp_117_20)
- Salazar, D., Sears, B. W., Aghdasi, B., Only, A., Francois, A., Tonino, P., & Marra, G. (2013). Cerebral desaturation events during shoulder arthroscopy in the beach chair position: Patient risk factors and neurocognitive effects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(9), 1228–1235. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2012.12.036>
- Ozgultekin, A. (2023). Cerebral oxygen desaturation and postoperative cognitive effects in elderly patients operated in beach chair position. *Haydarpasa Numune Training and Research Hospital Medical Journal*. <https://doi.org/10.14744/hnhj.2022.70446>
- Wu, X., Xu, W., Yu, Y., Han, L., Zhang, J., & Yang, L. (2017). Postoperative serum thioredoxin concentrations correlate with delirium and cognitive dysfunction after hip fracture surgery in elderly patients. *Clinica Chimica Acta*, 466, 93–97. <https://doi.org/10.1016/j.cca.2017.01.009>
- Rivera-Lara, L., Geocadin, R., Zorrilla-Vaca, A., Healy, R., Radzik, B. R., Palmisano, C., Mirski, M., Ziai, W. C., & Hogue, C. (2017). Validation of near-infrared spectroscopy for monitoring cerebral Autoregulation in comatose patients. *Neurocritical Care*, 27(3), 362–369. <https://doi.org/10.1007/s12028-017-0421-8>
- Mewes, C., Wei, P., Yang, Y., Kainz, E., Kahl, U., Beck, S., Graefen, M., Zöllner, C., & Fischer, M. (2025). Cerebrovascular autoregulation-based optimal mean arterial pressure during prostate surgery – A secondary analysis of a prospective cohort study. *Therapeutics and Clinical Risk Management*, 21, 757–767. <https://doi.org/10.2147/tcrm.s505676>
- Evered, L., Silbert, B., Knopman, D. S., Scott, D. A., DeKosky, S. T., Rasmussen, L. S., Oh, E. S., Crosby, G., Berger, M., & Eckenhoff, R. G. (2018). Recommendations for the nomenclature of cognitive change associated with anaesthesia and surgery — 2018. *Anesthesiology*, 129(5), 872–879. <https://doi.org/10.1097/aln.0000000000002334>
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for T-Tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Bensaidane, M. R., Turgeon, A. F., Lauzier, F., English, S. W., Leblanc, G., & Francoeur, C. L. (2025). Neuromonitoring with near-infrared spectroscopy (NIRS) in aneurysmal subarachnoid hemorrhage: A systematic review and meta-analysis. *Critical Care*, 29(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-025-05701-3>
- Aguirre, J. A., Etzensperger, F., Brada, M., Guzzella, S., Saporito, A., Blumenthal, S., Bühler, P., & Borgeat, A. (2019). The beach chair position for shoulder surgery in intravenous general anesthesia and controlled hypotension: Impact on cerebral oxygenation, cerebral blood flow and neurobehavioral outcome. *Journal of Clinical Anesthesia*, 53, 40–48. <https://doi.org/10.1016/j.jclinane.2018.09.035>
- Ensor, D., Gwilym, S. E., Imam, M., West, S., Elgebaly, A., & Baring, T. (2024). Should the beach chair position have national guidelines to reduce the risk of cerebrovascular complications? Results from a national survey of surgeons and anaesthetists. *Shoulder & Elbow*, 17(4), 459–465. <https://doi.org/10.1177/17585732241269147>
- Laflam, A., Joshi, B., Brady, K., Yenokyan, G., Brown, C.,

Стаття надійшла до редакції 28.04.2026	Отримано після рецензування 22.05.2026	Прийнято до друку 24.05.2026
---	---	---------------------------------

## THE ROLE OF NONINVASIVE CEREBRAL OXYGENATION MONITORING IN THE DETECTION OF CEREBRAL AUTOREGULATION IMPAIRMENT AND COGNITIVE DYSFUNCTION DURING ANESTHESIA IN THE BEACH CHAIR POSITION

K. I. Lyzohub, M. V. Lyzohub

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Kseniia Lyzohub, MD, PhD: [kslizogub@gmail.com](mailto:kslizogub@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0001-9149-7208>

✉ Mykola Lyzohub, MD, DMSci: [nlizogub@gmail.com](mailto:nlizogub@gmail.com); <https://orcid.org/0000-0003-4776-1635>

УДК 616.718.1/3-001.5-089.2(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026296-103>

## Особливості медичної реабілітації пацієнтів із переломами таза

В. Б. Журавльов

The goal is to develop and test a program for early active rehabilitation of patients after osteosynthesis of unstable fractures using external fixation devices (EFD) with rods with multidirectional threads. Methods. The clinical and radiological examination protocols of 42 patients were studied, who were randomized into two groups: main A (n = 25) and control B (n = 17). In group A, rods with a multidirectional thread were used in the EFD and the active early rehabilitation program developed by us was applied. In group B, rods in the EFD had a unidirectional thread; a standard rehabilitation program was prescribed. The control examination was carried out 3 months after surgery. Results. The developed plan of active early postoperative rehabilitation differed from the standard one in the presence of a training program that corrected the level of kinesiophobia and anxiety associated with the expectation of pain; in kinesiotherapy, the following additional methods were used: in the 1<sup>st</sup> period — extended mobilization of the trunk muscles, ideomotor exercises, dosed load in a vertical position with the use of additional support; in the 2<sup>nd</sup> — soft manual therapy techniques; in the 3<sup>rd</sup> - isometric exercises for the muscles of the lumbopelvic zone and the muscles of the pelvic floor. The average period of bed rest was (8.2 ± 3.7) days for group A and (16.9 ± 10.2) days for group B; p < 0.05. Conclusions. The developed technique had the following effectiveness: during the control examination after 3 months. all indicators (pain intensity according to VAS ((3.6 ± 1.8) cm in group A and (4.8 ± 1.8) cm in B), level of kinesiophobia according to Tampa TSK scale ((31.7 ± 9.8) points and 40.6 ± 11.4 respectively), level of anxiety according to PASS-20 questionnaire (21.6 ± 9.4 and (36.2 ± 8.9) points respectively), integral quantitative indicator of the degree of patient participation (full — in 24 and 12 % respectively; moderately limited — 40 and 24 %; significantly limited — 28 and 46 % respectively; nominal — 8 and 18 %), endurance of flexor muscles (112.1 ± 34.8 and (101.9 ± 35.4) s) and extensors of the pelvis and hips (96.4 ± 36.2 and (90.5 ± 36.2) s), the functional assessment of the consequences of pelvic fractures according to the Majeed scale (78.6 ± 4.4 and (76.2 ± 4.81) points) in the main group A was higher than the results of group B. Keywords. Unstable pelvic ring injury, external osteosynthesis with multidirectional threaded rods, physical rehabilitation, kinesiotherapy.

Мета. Розробити програму ранньої активної реабілітації пацієнтів після остеосинтезу нестабільних переломів таза апаратами зовнішньої фіксації (АЗФ) зі стрижнями з різноспрямованою нарізкою. Методи. Вивчалися протоколи клініко-рентгенологічного обстеження 42 пацієнтів, які були рандомізовані на дві групи: основну А (n = 25) і контрольну В (n = 17). У групі А в АЗФ використовували стрижні з різноспрямованою нарізкою та застосовували розроблену нами програму активної ранньої реабілітації. У групі В стрижні в АЗФ мали односпрямовану нарізь; призначалася стандартна програма реабілітації. Контрольне обстеження здійснювали через 3 міс. після хірургічного втручання. Результати. Розроблений план активної ранньої післяопераційної реабілітації відрізнявся від стандартного наявністю навчальної програми, яка корегувала рівень кінезіофобії та тривоги, пов'язаних з очікуванням болю; у кінезіотерапії додатково застосовували: у 1 періоді — розширену мобілізацію м'язів тулуба, ідеомоторні вправи, дозоване навантаження у вертикальній позі з використанням додаткової опори; у 2 — м'які техніки мануальної терапії; у 3 — ізометричні вправи для м'язів попереково-тазової зони та м'язів тазового дна. Середній термін ліжкового режиму склав (8,2 ± 3,7) діб для групи А та (16,9 ± 10,2) діб для В; p < 0,05. Висновки. Розроблена методика мала таку ефективність: під час контрольного огляду через 3 міс. усі показники (інтенсивність болю за VAS ((3,6 ± 1,8) см у групі А та (4,8 ± 1,8) см у В), рівень кінезіофобії за шкалою Тампа TSK ((31,7 ± 9,8) балів і 40,6 ± 11,4 відповідно), рівень тривоги за опитувальником PASS-20 (21,6 ± 9,4 та (36,2 ± 8,9) балів відповідно), інтегральний кількісний показник ступеня участі пацієнта (повноцінна — у 24 та 12 % відповідно; помірно обмежена — 40 і 24 %; значно обмежена — 28 і 46 % відповідно; номінальна — 8 і 18 %), витривалість м'язів-згиначів (112,1 ± 34,8 та (101,9 ± 35,4) с) та розгиначів таза і стегон (96,4 ± 36,2 та (90,5 ± 36,2) с), функціональна оцінка наслідків переломів таза за шкалою

**Ключові слова.** Нестабільна травма тазового кільця, зовнішній остеосинтез зі стрижнями

## Вступ

Частота ушкоджень тазового кільця в різних країнах світу варіює від 20 до 34,30 випадків на 100 000 населення [1]. Травми цієї локалізації складають майже 2–8 % від усіх переломів кісток скелета і у 25 % спостережень є складовою політравми [2]. Несприятливі наслідки нестабільних ушкоджень тазового кільця досягають 40–60 %, супроводжуються стійким больовим синдромом, зниженням функціональних можливостей пояса нижніх кінцівок й опорно-рухової системи в цілому, порушенням ходи, що призводить до інвалідизації та зниження якості життя цієї категорії пацієнтів [3].

Сучасні принципи лікування нестабільних ушкоджень тазового кільця засновані на найшвидшій, переважно позавогнищевій стабілізації кісткових фрагментів із використанням стрижньових апаратів зовнішньої фіксації (АЗФ) [4, 5]. Стабільна фіксація ушкоджень тазового кільця дозволяє вже в перші дні після остеосинтезу розпочати ранню реабілітацію пацієнта, яка спрямована на ранню мобілізацію, профілактику ускладнень унаслідок гіподинамії (гіпостатична пневмонія, атонія кишківника, гіпотрофія м'язів, формування контрактур суглобів тощо), покращення функціональних результатів лікування [6, 7].

Проте під час остеосинтезу нестабільних переломів таза стрижньовими АЗФ можливе ослаблення кріплення стрижнів [8], що призводить до нестабільності металеві конструкції з надмірною рухливістю кісткових фрагментів, порушенням процесів репаративної регенерації у зоні перелому [9] й пролонгуванню післяопераційної реабілітації. Нашими попередніми біомеханічними дослідженнями було доведено, що додаткову стабільність системі «тазова кістка – стрижень – апарат зовнішньої фіксації» надають стрижні з різноспрямованою нарізкою, які зовсім не викручувалися під час стендових циклічних знакомінних навантажень, що імітували ходу, тоді як стрижні з нарізкою в одному напрямку викручувалися на середню відстань ( $824 \pm 112$ ) мкм [10]. Клінічне використання стрижнів із різноспрямованою нарізкою дозволило посилити металеву конструкцію та склало передумови для розробки та наступного застосування програми ранньої активної реабілітації в післяопераційному періоді.

Мета: розробити й апробувати програму ранньої активної реабілітації пацієнтів після остео-

синтезу нестабільних переломів таза апаратами зовнішньої фіксації зі стрижнями з різноспрямованою нарізкою.

## Матеріал і методи

Дослідження схвалене комісією з питань етики та біоетики Харківського національного медичного університету від 12 травня 2026 р., протокол № 93 відповідно до ICH GCP, Гельсінської декларації прав людини та біомедицини й законодавства України. Усі залучені пацієнти були ознайомлені з умовами проведення роботи, надали письмову згоду.

Матеріал дослідження — протоколи клініко-рентгенологічного обстеження 42 пацієнтів із переломами таза типу 61 В та 61 С, які проходили лікування у комунальному некомерційному підприємстві (КНП) Харківської міської ради (ХМР) «Харківська міська лікарня швидкої та невідкладної медичної допомоги імені проф. О. І. Мещанінова» за період з 2006 по 2024 рік. Усі прооперовані мали супутні ушкодження, зокрема в опорно-руховій системі, із приводу яких проводилося відповідне лікування. Пацієнти випадковою вибіркою були рандомізовані на дві групи: основну А ( $n = 25$ ) і контрольну В ( $n = 17$ ). У групі А застосовували розроблену нами програму ранньої реабілітації. Особам із групи В призначалася стандартна програма реабілітації для раннього післяопераційного періоду цієї категорії хворих, прийнята в КНП ХМР «Харківська міська лікарня швидкої та невідкладної медичної допомоги імені проф. О. І. Мещанінова». Контрольне комплексне обстеження пацієнтів здійснювали через 3 міс. після хірургічного втручання.

Методи дослідження:

- клінічний із вивченням ортопедичного статусу, а також із визначенням витривалості м'язів-згиначів (тест Killy: утримання положення напівсидячи, притулившись спиною до стіни зі зігнутими під кутом  $90^\circ$  колінними, кульшовими і над'ятково-гомільковими суглобами не менше 219 с) та розгиначів таза і стегон (утримання положення лежачи на животі, тримаючись руками за край кушетки, на якій знаходиться частина тулуба вище передніх верхніх остей клубових кісток, а сідниці та нижні кінцівки — без опори поза зоною кушетки — не менше 200 с);

- рентгенологічний із визначенням типу та механізму перелома таза;

- опитувальники для оцінювання інтенсивності післяопераційного болю за шкалою VAS, рівня кінезіофобії TSK за шкалою Тампа, рівня

тривоги та занепокоєння, пов'язаного з очікуванням болю, за опитувальником PASS-20.

Нами розроблені такі методи:

– інтегральний кількісний показник ступеня участі пацієнта в реабілітаційному процесі залежно від інтенсивності болю; ступеня кінезіофобії й тривоги і занепокоєння, пов'язаних з очікуванням болю (5 балів; 0 = зовсім не обмежує; 5 = дуже відчутно обмежує) з наступною інтерпретацією отриманих результатів: 3–6 балів — повноцінна участь; 7–9 — помірно обмежена; 10–12 — значно обмежена; 13–15 балів — участь дуже відчутно обмежена, тобто номінальна;

– «Анкета-опитувальник визначення допустимого навантаження під час ранньої реабілітації пацієнтів з переломами кісток таза» для об'єктивізації визначення термінів початку ходьби за допомогою милиць і ступеня навантаження нижніх кінцівок. Вона містить такі блоки: а) «Загальна інформація» (вік; можливість догляду в домашніх умовах; наявність коморбідних станів, зокрема остеопорозу, джерела хронічного болю; значення VAS, TSK, PASS-20; прагнення повернутися до роботи; шкідливі звички, прийом медикаментозних препаратів, здатних вплинути на процес репаративної регенерації (цитостатики, кортикостероїди, імунодепресанти тощо)); б) «Відомості про домінуючу травму» (травма таза за класифікацією АО/ОТА; метод остеосинтезу, аналіз репозиції за критерієм Matta; проведення реанімаційних заходів у передопераційному періоді); в) «Супутні переломи» (наявність супутніх переломів і ранніх післяопераційних ускладнень). Мінімально низький результат (32–34 бали) відповідав молодому віку (18–44 роки), відсутності коморбідності та залежності від тютюнопаління й алкоголю, ізольований перелом таза типа 61 B1, інтраопераційне відновлення анатомічних взаємовідносин у тазовому кільці, відсутність післяопераційних ускладнень та кінезіофобії, страху очікування болю та низьку інтенсивність післятравматичного больового синдрому; націленість пацієнта на повернення до попередньої роботи, можливості повного навантаження на нижні кінцівки під час користування милицями.

Функціональна оцінка наслідків переломів таза проводилася через 3 міс. після травми з використанням 100-бальної шкали Majeed, за якою визначається 5 ключових блоків функції тазової ділянки: біль (30 балів; 0 = сильний, 30 = відсутність), здатність до ходьби (30 балів; 0 = не може ходити, 30 = < 10 хв, 20 = > 1 год), працездатність (10 балів; 0 = не може працювати, 10 = повна пра-

цездатність) та сексуальна функція (10 балів; 0 = сильно порушена, 10 = нормальна); 5) статистичні дослідження з визначенням відносних величин, середнього значення та стандартної помилки. Статистичну обробку даних проводили за допомогою програмного забезпечення аналізу XLSTAT. Різницю між порівняльними значеннями визначали за допомогою критерію Стьюдента.

## Результати

Характеристика пацієнтів груп А і В подана в таблиці 1.

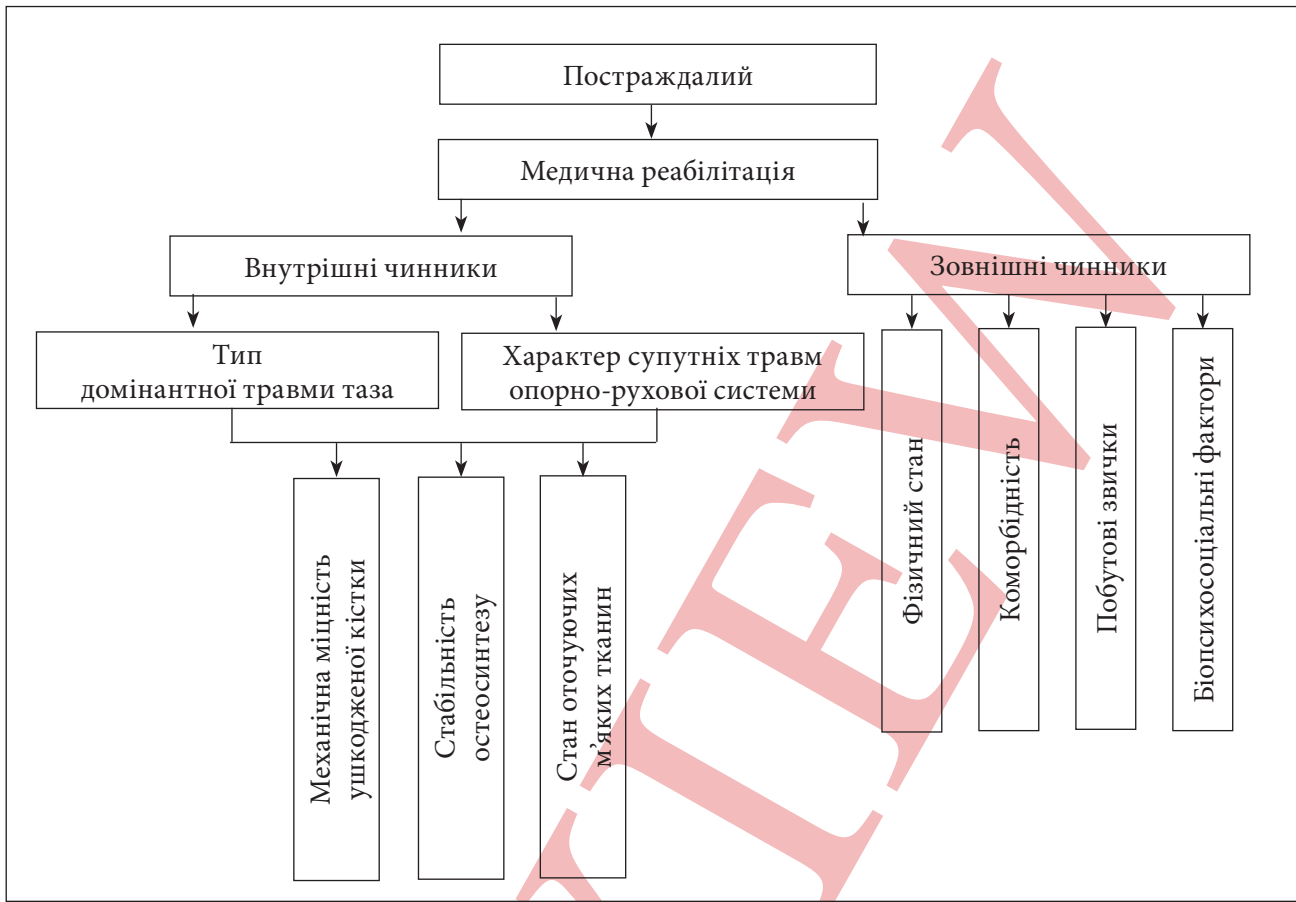
Усім пацієнтам проведено хірургічне лікування з урахуванням принципів damage control surgery і damage control orthopedics. Крижово-клубове зчленування підлягало стабілізації АЗФ; переломи стегнової та плечової кістки — інтрамедулярному блокуючому остеосинтезу. У разі зовнішнього остеосинтезу перелому таза в основній групі А в АЗФ один стрижень мав правобічну наріз, інший — лівобічну; у контрольній групі В стрижні мали односпрямовану наріз.

Із метою покращення функціональних результатів лікування нестабільних переломів таза розроблено власну концепцію ранньої активної реабілітації цього контингенту хворих (рис. 1).

Таблиця 1

Демографічні показники хворих

Показник	Група	
	А (n = 25)	В (n = 17)
Стать:		
– чоловіча;	11; 44 %	6; 35 %
– жіноча	14; 56 %	11; 65 %
Вік, роки	34,5 ± 14,9	38,8 ± 18,2
Механізм травми:		
– дорожньо-транспортна пригода;	19; 76 %	12; 71 %
– кататравма	6; 24 %	5; 29 %
Ушкодження тазового кільця:		
– розрив крижово-клубового зчленування;	23; 92 %	15; 88 %
– перелом гілок лонної кістки;	24; 96 %	15; 88 %
– перелом сідничної кістки;	6; 24 %	5; 29 %
– перелом крижів	3; 12 %	1; 6 %



Згідно з цією концепцією, обсяг медичної реабілітації визначають внутрішні та зовнішні чинники. Внутрішні характеризують здатність кістки витримувати механічне навантаження, яке залежить від типу перелому; міцності кістки; стану оточуючих м'яких тканин, що утворюють навколостковий м'язовий футляр; використаного методу остеосинтезу. Зовнішні фактори визначають загальний стан організму постраждалого, який складається з показників фізичного стану, коморбідності, наявності шкідливих побутових звичок (тютюнопаління, вживання алкоголю, наркотиків) та біопсихосоціальних факторів (вік, стать, психічний стан, когнітивні здібності та здатність долати труднощі [11]).

Отже, нова методика активної ранньої реабілітації хворих після хірургічного лікування нестабільних ушкоджень таза включає:

1) навчальну програму, спрямовану на корекцію кінезіофобії та страху і тривоги, пов'язаних із очікуванням болю, із метою підвищення ступеня участі пацієнта в реабілітаційному процесі з проведенням навчальних бесід щодо отриманої травми та її впливу на опорно-рухову систему, обсягу

оперативного лікування, ефективності та безпеки програми кінезіотерапії;

2) програми кінезіотерапії з використанням різних засобів фізичної реабілітації, спрямованих на відновлення функціональних властивостей різних груп м'язів;

3) режиму допустимого вертикального навантаження на основі кількісної оцінки впливу внутрішніх і зовнішніх факторів із непрямими показниками механічної міцності кістки та загального стану пацієнта відповідно.

У найближчому післяопераційному періоді за ліжковим/палатним руховим режимом (період 1: 2–3-тя доба – 2 тижні після втручання) програма фізичної реабілітації була спрямована на зменшення болю, профілактику респіраторних захворювань, трофічних порушень шкірних покривів унаслідок тривалого ліжкового режиму, відновлення обсягу рухів і сили м'язів нижніх кінцівок, паравертебральних м'язів, сприяння ранній рухливості.

У групі А післяопераційна реабілітація почалася з навчальних бесід із пацієнтами. В обох

групах застосовувалися такі реабілітаційні заходи:

1) мобілізація м'язів тулуба та профілактика ускладнень через гіподинамію шляхом повертання у ліжку, перехід у напівлежаче положення кожні 2–3 год. У групі А додатково прооперовані виконували переміщення тулуба по ліжку вгору і вниз, мостик із підйомом таза вгору за допомогою додаткової опори (балканської рами);

2) комплекс дихальних і загальнорозвивальних вправ;

3) відновлення обсягу рухів у суглобах нижніх кінцівок через виконання пасивно-активних рухів із підтягуванням по ліжку кожної п'яти до сідниці; виконання активних рухів прямими ногами;

4) поновлення сили м'язів-згиначів і розгиначів стегна та гомілки шляхом застосування ізометричних вправ середньої інтенсивності. У групі А додатково пацієнти виконували ізометричні вправи для прямих м'язів живота й сідничних м'язів;

5) за наявності перелому стегнової кістки або кісток гомілки хворі групи А виконували ідеомоторні вправи (подумки) для м'язів відповідного сегмента нижньої кінцівки. У групі В програма реабілітації не містила вправи для м'язів оперованого сегмента нижньої кінцівки. Ураховуючи той факт, що пацієнтам групи А додатково призначалися ізометричні вправи для м'язів передньої черевної стінки, тазового дна, сідничних м'язів; інтенсивність дихальних, загальнорозвиваючих та ізометричних вправ у групі В була вищою за таку у групі А для відповідності рівня навантажень в обох групах;

6) пацієнти групи А за показами переводилися у вертикальне положення без навантаження нижньої кінцівки зі сторони іпсилатеральної до ушкодження таза, із використанням додаткової опори. Можливість раннього навантаження нижніх кінцівок у хворих групи А була зумовлена підвищенням стабільності АЗФ за рахунок використання стрижнів із різноспрямованою нарізкою.

Найбільше навантаження нижніх кінцівок у вертикальному положенні під час ходьби з додатковою опорою двома милицями (50–70 % від ваги тіла) застосовувалося в найближчому післяопераційному періоді у 5 осіб молодого віку (по 32 бали за результатами «Анкети-опитувальника ...»). Наявність додаткової опори сприяє безпечності ходьби та підвищенню її якості та може компенсувати певну обмеженість функціональних можливостей хворого в ранньому після-

травматичному періоді. Для основної кількості пацієнтів методика післяопераційного ведення була традиційною з виключенням навантажування нижніх кінцівок.

Раннє допустиме навантаження нижніх кінцівок застосовувалося в групі А за умов самостійної й безпечної ходьби, яка максимально нагадувала нормальну. Використання навантаження нижніх кінцівок величиною 50–70 % від ваги тіла під час вертикального положення в прооперованого хворого було можливим у разі виконання наступних умов: максимально можливе виключення спотикань, зниження ризику падінь; ходьба на функціональну для пацієнта дистанцію та на прийнятній швидкості; параметри ходьби компенсують можливі фізичні обмеження, відповідають можливостям пацієнта. Ці заходи спрямовані на зниження ризику травм через надмірні навантаження в період ранньої реабілітації.

У найближчому післяопераційному періоді за вільним руховим режимом (період 2: 2–6 тижнів після втручання) програма фізичної реабілітації була спрямована на відновлення сили м'язів попереково-тазової ділянки, нижніх кінцівок, обсягу рухів у суглобах, навчання стоянню та ходьбі з додатковою опорою. У обох групах продовжували застосовувати засоби фізичної реабілітації попереднього 1 періоду з більшою інтенсивністю. Із поступовим відновленням фізичного стану пацієнта заняття доповнювали вправами з опором та обтяженням. Орієнтувалися на відчуття хворого; вправи виконувалися до почуття помірної втоми. Пацієнти групи В переводилися у вертикальне положення наприкінці 2 періоду; стояння та повільна ходьба здійснювалися без навантаження нижньої кінцівки зі сторони ушкодження таза. У групі А додатково застосовували м'які техніки мануальної терапії — постреципрокную релаксацію (ППР) м'язів попереково-тазової зони за методикою К. Lewit [12] і редресацію післяопераційних рубців м'яких тканин верхніх і нижніх кінцівок після хірургічної стабілізації відповідних переломів довгих трубчастих кісток.

У післяопераційному періоді з вільним руховим режимом (період 3: 6–8 тижнів після втручання) програма кінезіотерапії розширювалася з включенням спеціальних вправ на координацію, ізометричних для м'язів попереково-тазової зони та м'язів тазового дна, високої інтенсивності; стабілізуючих вправ на самоопір для м'язів нижніх кінцівок. Ізометричні вправи для м'язів попереково-тазової ділянки та м'язів тазового дна сприяють стабілізації попереково-крижового

відділу хребта і крижово-клубових суглобів у разі вертикальних навантажень. Особливо важливу роль відіграють м'язи тазового дна (піднімають задній прохід і куприкові), бо вони збільшують компресійні навантаження на крижово-клубові суглоби і таким чином протидіють зсувним навантаженням [13].

У ранньому післяопераційному періоді (4 період: 8–10 тижнів після втручання) засоби фізичної реабілітації спрямовані на покращення поструральної стабільності, рівноваги, основна увага приділялася покращенню максимальних силових можливостей нижніх кінцівок. Пацієнти здійснювали ходьбу на місці а також із сильним напруженням м'язів стегна; підйом сходами, ізотонічні вправи високої інтенсивності та на самоопір для м'язів попереково-тазової ділянки і нижніх кінцівок, активні вправи з повним діапазоном рухів з опором для м'язів нижніх кінцівок.

Результати застосування програм ранньої реабілітації пацієнтів з груп А і В з нестабільними переломами таза подано в таблиці 2.

Як видно з таблиці 2, розроблена методика активної ранньої реабілітації пацієнтів із нестабільними переломами таза довела свою ефективність. Результатом застосування навчальних бесід стала активна усвідомлена участь хворих основної групи в процесі лікування (повноцінна у 24 % спостережень у групі А та 12 % у групі В; помірно обмежена — 40 і 24 % відповідно; значно обмежена — 28 і 46 %; номінальна — 8 і 18 %), позитивний емоційний настрій вже на перших етапах відновлювального лікування.

Таблиця 2

Показник	Група	
	А (n = 25)	В (n = 17)
VAS, см	3,6 ± 1,8	4,8 ± 1,8
TSK, бали	31,7 ± 9,8	40,6 ± 11,4
PASS, бали	21,6 ± 9,4	36,2 ± 8,9
Участь пацієнта у реабілітаційному процесі (бали):		
– I (3–6);	6; 24 %	2; 12 %
– II (7–9);	10; 40 %	4; 24 %
– III (10–12);	7; 28 %	8; 46 %
– IV (13–15)	2; 8 %	3; 18 %
Тест витривалості м'язів-згиначів таза і стегон Killy, с	112,1 ± 34,8	101,9 ± 35,4
Тест витривалості м'язів-розгиначів таза і стегон, с	96,4 ± 36,2	90,5 ± 36,2

Додаткове застосування м'яких технік мануальної терапії у вигляді постреципрокної релаксації та редресації фасцій, ідеомоторних вправ для оперованих верхніх і нижніх кінцівок сприяло суттєвому зниженню рівня страху руху в кінцівках під час виконання кінезіотерапії (TSK 31,7 ± 9,8 та (40,6 ± 11,4) балів відповідно), суттєвому зниженню рівня тривоги та неспокою, пов'язаних з очікуванням болю (PASS 21,6 ± 9,4 та (36,2 ± 8,9) балів) та інтенсивності больового синдрому (VAS 3,6 ± 1,8 та (4,8 ± 1,8) см). Такі результати сприяли ранній активізації пацієнтів із можливістю вставати з опорою на милиці без повного навантаження кінцівки з оперованої сторони на 3–4 добу після операції. Середній термін ліжкового режиму в пацієнтів склав (8,2 ± 3,7) днів для групи А та 16,9 ± 10,2 для В;  $p < 0,05$ .

### Обговорення

Першим етапом у відновлювальному лікуванні постраждалих із нестабільним переломом таза є стабільний остеосинтез, який сприяє своєчасному зрощенню кісткових фрагментів, а також забезпечує застосування активної ранньої фізичної реабілітації. В основній групі А стабільність зовнішнього остеосинтезу була забезпечена використанням стрижнів із різноспрямованою нарізкою, що виключало розхитування металеві конструкції за умов циклічних різнонаправлених навантажень [10], до яких відноситься і ходьба з її одно- та двоопорною фазами. Ми не зустріли в літературі відомостей щодо використання стрижнів із різноспрямованою нарізкою з метою підвищення жорсткості АЗФ.

Однією з переваг нової методики активної ранньої реабілітації пацієнтів із нестабільними переломами таза ми вважаємо навчальну програму, спрямовану на обізнаність постраждалого щодо своєї травми, обсягу й безпеки хірургічного втручання та післяопераційної реабілітації. Доцільність навчальної програми обумовлена тим, що після отримання гострої травми, нерідко з множинними та/або поєднаними ушкодженнями, у хворого виникають майже постійні джерела інтенсивного болю, що призводить до швидкого формування кінезіофобії та страху і тривоги, пов'язаних з очікуванням болю [14]. Програми фізичної реабілітації, які містять навчальні бесіди, спрямовані на купірування кінезіофобії, достатньо широко застосовуються після ендопротезування великих суглобів [15], під час відновлення після спортивних травм [16, 17] та, безумовно, після ушкоджень опорно-рухової системи [18, 19].

Позитивний ефект навчальних програм реєструється незалежно від тривалості занять [18].

Нестабільні переломи таза типу В та С характеризуються переважно асиметричним ушкодженням м'язів попереково-тазової ділянки та нижніх кінцівок зі сторони дії травмуючої сили. Проте ми вважаємо за необхідне застосування лікувальних вправ для оптимізації функціональних можливостей м'язів як з травмованої, так і з контралатеральної сторони. Така ситуація пояснюється фактом того, що м'язи сторони, протилежної до ушкодженої, під час стояння й особливо ходьби будуть зазнавати більших функціональних навантажень через післятравматичне зниження сили й витривалості скомпрометованої мускулатури. Застосування фізичних вправ для м'язів кінцівок із травмованої та контралатеральної сторони сприяє ефективності відновлювального лікування в післятравматичному періоді [6, 20, 21].

Відновлення самостійної ходьби або ходьба з мінімально можливою додатковою опорою, покращення статичного й динамічного балансу тіла, підвищення витривалості м'язів, відновлення функціональної активності в повсякденному житті в осіб після нестабільних переломів таза розглядається як довгострокова мета програм фізичної реабілітації цього контингенту хворих [22]. Останнім часом усе більше фахівців віддають перевагу ранньому дозованому навантаженню, яке прискорює процеси репаративної регенерації в зоні перелому, сприяє оптимізації функціонального стану м'язів тазової ділянки та нижніх кінцівок [22, 23]. Використання активних реабілітаційних програм у післяопераційному періоді дозволяє прискорити відновлення функціональних можливостей опорно-рухової системи пацієнтів, які зазнали нестабільного перелому таза [22–25].

## Висновки

Розроблена нова методика медичної реабілітації пацієнтів із нестабільними переломами таза, яка включає: а) використання стрижнів із різноспрямованою нарізкою в АЗФ, що посилює стабільність металеві конструкції; б) застосування нової програми активної фізичної реабілітації, яка складається з навчальної програми, спрямованої на корекцію кінезіофобії та страху і тривоги, пов'язаних з очікуванням болю; програми кінезіотерапії з використанням різних засобів фізичної реабілітації, спрямованих на відновлення функ-

ціональних властивостей різних груп м'язів; режиму допустимого вертикального навантаження.

Порівняльний аналіз результатів використання нової та стандартної програм фізичної реабілітації показав ефективність розробленої активної ранньої післяопераційної реабілітації пацієнтів із нестабільними переломами таза. Під час контрольного огляду через 3 міс. після операції всі досліджені показники: інтенсивність тазового болю за VAS ( $3,6 \pm 1,8$  см у групі А та  $4,8 \pm 1,8$  у групі В), рівень кінезіофобії за шкалою Тампа TSK ( $31,7 \pm 9,8$  балів та  $40,6 \pm 11,4$  відповідно), рівень тривоги і занепокоєння, пов'язаного з очікуванням болю, за опитувальником PASS-20 ( $21,6 \pm 9,4$  балів та  $36,2 \pm 8,9$ ), інтегральний кількісний показник ступеня участі пацієнта в реабілітаційному процесі (повноцінна у 24 та 12 % відповідно; помірно обмежена — 40 і 24 %; значно обмежена — 28 і 46 %; номінальна — 8 і 18 %), витривалість м'язів-згиначів ( $112,1 \pm 34,8$  с та  $101,9 \pm 35,4$  відповідно) та розгиначів таза і стегон ( $96,4 \pm 36,2$  с та  $90,5 \pm 36,2$ ), функціональна оцінка наслідків переломів таза за шкалою Majeed ( $78,6 \pm 4,4$  балів та  $76,2 \pm 4,81$ ) в основній групі А були дещо кращими за результати контрольної В.

Конфлікт інтересів. Автор декларує відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. У подальших дослідженнях перспективним є порівняльне дослідження функціональних результатів ранньої реабілітації хворих із нестабільними переломами тазового кільця після хірургічного лікування з використанням зонішнього остеосинтезу АЗФ та накісткового остеосинтезу металевими пластинами.

Інформація про фінансування. Зовнішнього фінансування дослідження не отримувало.

## Список літератури

- Elamin, M. H., Elkaramany, I., Salman, L. A., Albasha, A., Parambathkandi, A., Elramadi, A., & Ahmed, G. (2024). The epidemiology of pelvic ring fractures in Qatar. *International orthopaedics*, 48(4), 1097–1103. <https://doi.org/10.1007/s00264-024-06103-w>
- Guguloth, R. B., & Srilatha, Y. (2023). Clinical and epidemiological features of pelvic fractures presenting to the emergency department in a tertiary health care hospital in South India: A retrospective study. *Journal of acute disease*, 12(4), 163–168. <https://doi.org/10.4103/2221-6189.385684>
- Hu, S., Guo, J., Zhu, B., Dong, Y., & Li, F. (2023). Epidemiology and burden of pelvic fractures: Results from the global burden of disease study 2019. *Injury*, 54(2), 589–597. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2022.12.007>
- Klingebl, F. K., Hasegawa, M., Parry, J., Balogh, Z. J., Sen, R. K., Kalbas, Y., Teuben, M., Halvachizadeh, S., Pape, H., Pfeifer, R., Al-Rouk, T. B., Balogh, Z. J., Ganse, B., Hanschen, M., Hasani, I., Klingebl, F. K., Korobushkin, G., Kumabe, Y., & Zelle, B. A. (2023). Standard practice in the treatment of unstable pelvic ring injuries: An international survey. *International orthopaedics*, 47(9), 2301–2318. <https://doi.org/10.1007/s00264-023-05859-x>
- Buryanov, O. A., Demin, V. M., & Kvascha, V. P. (2022). Unstable

- combined pelvic injuries: a modern view on treatment. *Trauma*, 23(5), 19–24. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.23.2022.912>
6. Piccione, F., Maccarone, M. C., Cortese, A. M., Rocca, G., Sansubrin, U., Piran, G., & Masiero, S. (2021). Rehabilitative management of pelvic fractures: A literature-based update. *European journal of translational myology*, 17, 31(3), 9933. <https://doi.org/10.4081/ejtm.2021.9933>
  7. Ali, K. A., He, L., Zhang, W., Xia, C., Huang, H., & Emails, H. H. (2025). Enhanced rehabilitation for unstable pelvic tile C fractures: Integrating mechanotherapy and early intervention. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-025-05833-w>
  8. Abo-Elvoud, M., Awad, M. I., Abdel Karim, M., Khaled, S., & Abdelmoneim, M. (2023). Internal fixator vs external fixator in the management of unstable pelvic ring injuries: A prospective comparative cohort study. *World journal of orthopedics*, 14(7), 562–571. <https://doi.org/10.5312/wjo.v14.i7.562>
  9. Yang, J., Li, S., & Zhou, Q. (2026). Effectiveness and safety of external fixator treatment for unstable pelvic ring injury: A systematic review and meta-analysis. *Medicine*, 105(2), e46822. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000046822>
  10. Kovaliov, S., Istomin, A., Zhuravliov, V., Istomin, D., Karpinsky, M., & Karpinska, O. (2020). An experimental study of the strength of threaded connections of «the rod - the pelvic bone» under the effect of alternate cyclic loads. *Experimental and clinical medicine*, 88(3), 49–55. <https://doi.org/10.35339/ekm.2020.88.03.06>
  11. Goh, E. L., Khatri, A., Costa, A. B., Ting, A., Steiner, K., Png, M. E., Metcalfe, D., Cook, J. A., & Costa, M. L. (2025). Prevalence of complications in older adults after hip fracture surgery. *The bone & joint journal*, 107-B(2), 139–148. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.107b2.bjj-2024-0251.r1>
  12. Lewit, K. (1999). *Manipulative Therapy in Rehabilitation of the Motor System* (3<sup>rd</sup> ed.). London: Butterworths.
  13. Kondratiev, A., Smetankina, N., & Staude, V. (2024). Biomechanical analysis of stress–strain distribution in the lumbar spine – sacrum – Pelvis system with emphasis on sacroiliac joint dysfunction. *Prosthesis*, 7(1), 4. <https://doi.org/10.3390/prosthesis7010004>
  14. Castanho, B., Cordeiro, N. & Pinheira, V. (2021). The Influence of kinesiophobia on clinical practice in physical therapy: an integrative literature review. *International journal of medical research & health sciences*, 10(8)
  15. Singh, S., Chaudhary, S., Srivastava, S., Singh, V. K., Mohan, R., & Rastogi, D. (2025). Effect of Kinesiophobia on early functional outcome following total knee arthroplasty. *Annals of African medicine*, 25(1), 66–71. [https://doi.org/10.4103/aam.aam\\_29\\_25](https://doi.org/10.4103/aam.aam_29_25)
  16. Ambegaonkar, J. P., Jordan, M., Wiese, K. R., & Caswell, S. V. (2024). Kinesiophobia in injured athletes: A systematic review. *Journal of functional morphology and kinesiology*, 9(2), 78. <https://doi.org/10.3390/jfmk9020078>
  17. Puchalt-Muñoz, U., Yeste-Fabregat, M., Carratalá-Bellod, H., Martínez-Soler, M., González-García, R. J., & Vicente-Mampel, J. (2026). Kinesiophobia and psychological readiness of return to sport in high-performance judokas after an injury: A cross-sectional study. *Medicina*, 62(3), 587. <https://doi.org/10.3390/medicina62030587>
  18. Brakenridge, C. L., Smits, E. J., Gane, E. M., Andrews, N. E., Williams, G., & Johnston, V. (2024). Effectiveness of interventions on work outcomes after road traffic crash-related musculoskeletal injuries: A systematic review and meta-analysis. *Journal of occupational rehabilitation*, 35(1), 30–47. <https://doi.org/10.1007/s10926-024-10185-z>
  19. Ruth L Chimentí, Molly S Pacha, Natalie A Glass, Mathew Frazier, Amy O, Bowles, Andrew D Valentine, Kristin R Archer, Jason M Wilken, Elevated Kinesiophobia Is Associated With Reduced Recovery From Lower Extremity Musculoskeletal Injuries in Military and Civilian Cohorts, *Physical Therapy*, Volume 102, Issue 2, February 2022, p26262, <https://doi.org/10.1093/ptj/pzab262>.
  20. Singh, A., Kumar, A., Kale, S. Y., Prakash, S., & Kumar, V. (2024). Rehabilitation after lower limb fracture fixation in Osteoporotic bone. *Indian journal of orthopaedics*, 59(3), 405–413. <https://doi.org/10.1007/s43465-024-01325-x>
  21. Khosrojerdi, H., Tajabadi, A., Amadani, M., Akrami, R., & Tadayonfar, M. (2018). The effect of isometric exercise on pain severity and muscle strength of patients with lower limb fractures: A randomized clinical trial study. *Medical - surgical nursing journal*, 7(1). <https://doi.org/10.5812/msnj.68104>
  22. Rickman, M., Link, B., & Solomon, L. B. (2014). Patient weight-bearing after pelvic fracture surgery — A systematic review of the literature: What is the modern evidence base? *Strategies in trauma and limb reconstruction*, 14(1), 45–52. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10080-1414>
  23. Leopold, V. J., Hildebrandt, A., Hübner, E., Grammatopoulos, G., Beaulé, P. E., Perka, C., & Hardt, S. (2025). Postoperative weight-bearing restrictions and rehabilitation after periacetabular osteotomy: A systematic review. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-025-06448-x>
  24. Booth, J., Gabbe, P. B., Neeman, T., Perriman, D. M., & Smith, P. N. (2025). Outcomes of surgically treated posterior pelvic fractures in an Australian population: A multicenter study. *Injury*, 56(3), 112169. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2025.112169>
  25. Dabetic, U., Grupkovic, J., Zagorac, S., Aleksandric, D., Bogosavljevic, N., & Tulic, G. (2025). Advances in managing pelvic fractures in Polytrauma: A comprehensive review. *Journal of clinical medicine*, 14(5), 1492. <https://doi.org/10.3390/jcm14051492>

Стаття надійшла до редакції 21.05.2026	Отримано після рецензування 29.05.2026	Прийнято до друку 01.06.2026
---	---	---------------------------------

## FEATURES OF MEDICAL REHABILITATION OF PATIENTS WITH PELVIC FRACTURES

V. B. Zhuravlov

✉ Valentin Zhuravlov, MD: oksanamail2013@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-5456-3253>

## КОРОТКІ ПОВІДОМЛЕННЯ ТА НОТАТКИ З ПРАКТИКИ

УДК 616.727.2-002-073.763.5-089.843:[617.572-031:616.758-031]](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720262104-109>

## Результати відновлення верхньої капсули плечового суглоба широкою фасцією стегна у хворих із ротаторною артропатією

С. С. Страфун<sup>1</sup>, С. В. Богдан<sup>1</sup>, О. С. Страфун<sup>1</sup>, Р. О. Сергієнко<sup>2</sup><sup>1</sup> ДУ «Національний Інститут травматології та ортопедії НАМН України», Київ

Restoration of the upper capsule (superior capsule reconstruction) of the shoulder joint is one of the options for surgical treatment, which is performed for non-repairable ruptures of the rotator tendons with signs of rotator cuff arthropathy. The aim of the work is to investigate and compare the results of restoration of the upper capsule of the shoulder joint with a wide fascia of the thigh of different thicknesses. Materials and methods. We performed restoration of the upper capsule of the shoulder joint using a graft from the wide fascia of the thigh in 45 patients with rotator cuff arthropathy of the 2<sup>nd</sup> degree. The patients were divided into 2 groups depending on the characteristics of the surgical intervention: group 1 — restoration of the upper capsule was performed with a graft from the wide fascia of the thigh in 6 layers; group 2 — restoration of the upper capsule was performed with a graft from the wide fascia of the thigh in 8 layers. Results: At 6 months after surgery, the mean functional outcome on the Constant Shoulder Score scale was  $20.5 \pm 6.9$  points in the 6-layer graft group, while the results were better in the 8-layer graft group, at  $18.5 \pm 16.2$  points ( $p = 0.037$ ). At 12 months after surgery, the mean functional outcome on the Constant Shoulder Score scale was  $16.6 \pm 5.9$  points in the 6-layer graft group, while the results were also better in the 8-layer graft group, at  $12.9 \pm 9.1$  points ( $p = 0.022$ ). Conclusion: The average short-term results (6–12 months) according to the Constant Shoulder Score and VAS scales of surgical repair of the upper capsule of the shoulder joint in patients of both groups, regardless of the thickness of the wide fascia of the thigh graft, were better than preoperative indicators. Key words. Rotator cuff of the shoulder, rotator arthropathy, supraspinatus tendon, shoulder joint.

Відновлення верхньої капсули (superior capsule reconstruction) плечового суглоба є одним із варіантів хірургічного лікування, який виконується в разі невідновних розривів сухожилків ротаторної манжети плеча (РМП) з ознаками ротаторної артропатії. Мета. Дослідити та порівняти результати відновлення верхньої капсули плечового суглоба широкою фасцією стегна різної товщини. Методи. Проведено відновлення верхньої капсули плечового суглоба за допомогою трансплантата з широкої фасції стегна 45 хворим із ротаторною артропатією плечового суглоба (ПС) 2 ст. Пацієнтів розділено на 2 групи залежно від особливостей втручання, відновлення верхньої капсули виконували трансплантатом з широкої фасції стегна, група 1 — 6 шарами; група 2 — 8. Результати. Через 6 міс. після операції, у 1 групі середній функціональний показник за шкалою Constant Shoulder Score склав  $(20,5 \pm 6,9)$  балів, тоді як у 2 групі він був краще —  $18,5 \pm 16,2$  ( $p = 0,037$ ). Через 12 міс. після операції у 1 групі цей показник дорівнював  $(16,6 \pm 5,9)$  бала, тоді як в 2 групі —  $12,9 \pm 9,1$  ( $p = 0,022$ ). Висновок. Середні короткострокові результати (6–12 міс.) за шкалами Constant Shoulder Score та візуальною аналоговою шкалою болю (ВАШ) хірургічного відновлення верхньої капсули плечового суглоба у хворих обох груп, не залежно від тов-

Ключові слова. Ротаторна манжета плеча, ротаторна артропатія, сухожилок надостьового м'яза,

## Вступ

Ротаторна артропатія плечового суглоба (ПС) — це захворювання, яке розвивається внаслідок гострого чи хронічного масивного (два і більше) ушкодження сухожилків ротаторної манжети плеча (РМП) і характеризується недостатньою функцією м'язів РМП, дегенеративними змінами ПС і міграцією (зміщенням) головки плеча краніально або краніо-вентрально [1–4].

До останнього часу під час лікування цієї групи хворих застосовували кілька варіантів втручання: відкритий шов сухожилків РМП із підшиванням сухожилка надостьового м'яза до сухожилка підостьового, транспозиція сухожилка найширшого м'яза спини в положення зовнішніх ротаторів (надостьового та підостьового м'язів), введення в ділянку субакроміальної сумки синтетичних балонів на зразок InSpase Balloon, реверсивне або однополюсне (великою головкою) протезування ПС [1–4].

Відновлення верхньої капсули (superior capsule reconstruction) ПС є одним зі способів оперативного лікування, який виконується в разі невідновних розривів сухожилків РМП з ознаками ротаторної артропатії [1–4]. Частота таких операцій протягом останніх років має тенденцію до зростання, що насамперед пов'язане зі збільшенням кількості синтетичних матеріалів, які можливо застосовувати за таких реконструкцій, а також з удосконаленням фіксаторів (кісткових анкерів) для цих хірургічних втручань.

Велика кількість незадовільних результатів під час використання синтетичних матеріалів у відновленні верхньої капсули ПС змінили вектор наукового пошуку в бік ауто трансплантатів, серед яких широка фасція стегна відіграє одну з провідних ролей.

Мета: дослідити та порівняти результати відновлення верхньої капсули плечового суглоба широкою фасцією стегна різної товщини.

## Матеріал і методи

Із 2015 по 2024 роки на базі клініки реконструктивно-відновної хірургії верхньої кінцівки ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» (м. Київ) нами проведено відновлення верхньої капсули ПС за допомогою трансплантата з широкою фасції стегна 45 хворим із ротаторною артропатією ПС 2 ст. Вік пацієнтів складав від 50 до 75, середній ( $61,9 \pm 17,2$ ) років.

Дослідження схвалене локальним комітетом із біоетики (протокол № 6 від 14.07.2025 р.) відповідної установи залежно до правки ICH GCP, Гельсінської декларації прав людини та біомедицини затвердженої від 1977 р., а також чинного законодавства України. Усі залучені пацієнти були ознайомлені з планом та умовами проведення роботи, надали письмову й усну згоду.

Хворих розділено на 2 групи залежно від особливостей втручання, відновлення верхньої капсули виконували трансплантатом з широкою фасцією стегна, група 1 — 6 шарами; група 2 — 8. Загальні характеристики груп наведено в табл. 1.

Усі хворі до втручання були обстежені клінічно, рентгенологічно, виконано МРТ-дослідження анатомічних структур плечового суглоба, зокрема й капсули ПС на рівні аксиллярного карману та зони ротаторного інтервалу, яке проводили в режимах: T1, T2, Pd та Pdfatsat.

Глобальний індекс жирової дегенерації (GFDI) — це показник, який використовується в ортопедії для кількісного визначення тяжкості жирової дегенерації або інфільтрації, у м'язах РМП.

Таблиця 1

Показник	Група 1 (n = 19)	Група 2 (n = 26)	p
Вік (роки)	57,50 ± 8,10	62,10 ± 12,90	0,501*
Стать: ч/ж (%)	3 (6,7) / 16 (35,5)	15 (33,3) / 11 (24,5)	0,382**
Кількість шарів трансплантата	6	8	
Середня площа трансплантата (см <sup>2</sup> )	14,40 ± 1,90	8,40 ± 0,50	0,560*
Глобальний індекс жирової дегенерації (GFDI)	2,80 ± 0,50	2,60 ± 1,10	0,002*
Термін від початку захворювання до операції (міс.)	8,31 ± 3,91	8,70 ± 4,40	0,051***

GFDI розраховували як середнє значення балів за шкалою Гутальє (від 0 до 4), що присвоюються надосьовому, підосьовому та підлопатковому м'язам, які виявляються за допомогою МРТ. Більший GFDI вказує на тяжчу жирову інфільтрацію та пов'язаний з гіршим прогнозом, включаючи підвищений ризик повторного розриву та зниження функціональних результатів після операції на ротаторній манжеті [1, 7, 10].

У своєму дослідженні ми проводили оцінку функції ПС за шкалами Constant Shoulder Score та візуально-аналоговою шкалою (ВАШ) до втручання, через 3 та 6 міс. після операції. За шкалою Constant Shoulder Score максимальна кількість балів — 100, мінімальна — 8. Порівнювали хвору та здорову верхні кінцівки. Різницю більше 30 балів вважали незадовільним результатом, 21–30 — задовільним, 11–20 — добрим і менше 11 — відмінним [1].

Критерії включення до дослідження такі: наявність ротаторної артропатії ПС 2 ст., відсутність переломів проксимального епіметафізу плечової кістки чи лопатки, яку ми визначали як клінічно, так і за допомогою додаткових методів дослідження (ретгенографія, МРТ), виконання

стандартного протоколу втручання та програми післяопераційної реабілітації, огляди пацієнта після операції через 6 та 12 міс.

Хірургічна техніка: хворий розміщувався в положенні «пляжного крісла», застосовували стандартні задній, задньолатеральний, латеральний та передньолатеральний артроскопічні доступи в плечовий суглоб.

Інтраопераційна діагностика проводилась за допомогою артроскопа діаметром 4,5 мм із нахилом оптики 30°.

Усім постраждалим виконувалися: дебрідмент ПС, тенотомія сухожилка довгої головки біцепса (переважно вік оперованих був 60 років і більше), забір трансплантата широкої фасції стегна, відновлення верхньої капсули ПС, субакроміальна декомпресія (рис. 1).

Усім в операційній накладалася м'яка пов'язка з пристроєм відведення 15° на 6 тижнів. У післяопераційний період призначалися знеболюючі 3 рази на добу та протизапальні препарати раз на добу в середньотерапевтичних дозах.

Пацієнт самостійно заповнював форму з шкалою Constant Shoulder Score та ВАШ. Тест із динамометром хворий виконував до появи больових відчуттів.

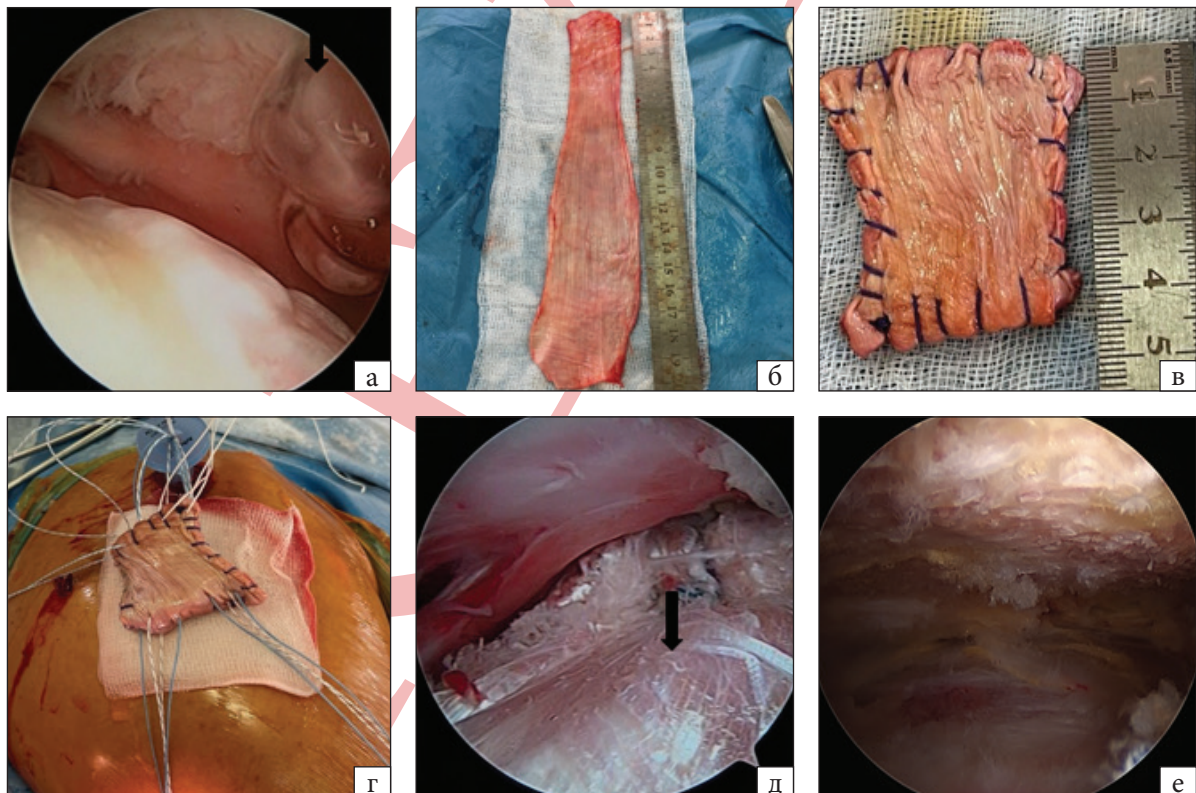


Рис. 1. Етапи хірургічного втручання: а) великий горбок без сухожилка надосьового м'яза (показано стрілкою); б) трансплантат широкої фасції стегна після забору; в) сформований трансплантат для відновлення верхньої капсули; г) трансплантат прошитий на нитки від анкерів; д) трансплантат введено в суглоб і фіксовано до анкерів (показано стрілкою);

Контроль правильності виконання всіх тестів шкали Constant Shoulder Score покладался на одного лікаря, який асистентував під час втручання.

Статистичну обробку даних здійснювали за допомогою пакета STATISTICA 12.0 by StatSoft, Inc. of USA (ліцензія № ALXR712D833252FAN3). Для відображення загальної характеристики початкових параметрів застосовувалися методи описової статистики зі зазначенням середнього значення та стандартного відхилення.

## Результати

У табл. 2 показано оцінку функції ПС за шкалою Constant Shoulder Score у хворих 2-х груп (середній бал) до хірургічного втручання, через 6 та 12 міс. після операції.

До початку лікування середні показники функції ПС в обох групах майже не відрізнялися ( $p = 0,046$ ) і коливалися в межах від 44 до 49 балів (різниця між здоровим і хворим ПС). Через 6 міс. після операції, у групі 2 (8 шарів) середній функціональний результат коливався в межах ( $18,5 \pm 16,2$ ) бала, тоді як у групі 1 він склав  $20,5 \pm 6,9$  ( $p = 0,037$ ). Через 12 міс. після операції у групі 1 середній функціональний результат за шкалою Constant Shoulder Score склав ( $16,6 \pm 5,9$ ) бала, тоді як в групі 2 він складав  $12,9 \pm 9,1$  ( $p = 0,022$ ).

За шкалою ВАШ було отримано результати, наведені в табл. 3. До початку лікування середні показники больового синдрому хворих груп 1 та 2 за цією шкалою незначно різнилися і коливалися в межах від 5-ти до 6-ти балів. Через 6 міс. після операції, у групі 2 середній показник був теж кращий ніж у групі 1 ( $p = 0,021$ ) і коливався в межах ( $2,51 \pm 1,1$ ) бала, тоді як у групі 1 рівень больового синдрому незначно більший —  $3,1 \pm 1,7$ . Через 12 міс. після операції в обох групах середні показники больового синдрому були суттєво меншими ніж до операції, проте в групі 2 середній показник за шкалою ВАШ був також кращим ніж у групі 1 ( $p = 0,05$ ).

Отже, хворі групи 2 мали кращі середні функціональні результати за шкалою Constant Shoulder

Score та за шкалами ВАШ як через 6, так і через 12 міс. після операції.

Середні короткострокові результати (6–12 міс.) за шкалами Constant Shoulder Score та ВАШ хірургічного відновлення верхньої капсули плечового суглоба у хворих обох груп, не залежно від товщини трансплантата широкої фасції стегна, були краще ніж доопераційні показники.

## Обговорення

Лікування ротаторної артропатії ПС, на сьогодні є складною та невирішеною проблемою, а тому важче визначитися з оптимальною тактикою лікування кожної зі стадій цієї нозології. Донедавна таким хворим виконувалося протезування ПС імплантатом із великою голівкою або реверсивне (рис. 2). Проте, у молодих пацієнтів застосування такого варіанта хірургічного лікування є не завжди виправданим, що і спонукало дослідників до розробки нових методик втручання, зокрема відновлення верхньої капсули.

Реконструкція верхньої капсули (superior capsule reconstruction) ПС є одним із нових способів лікування ротаторної артропатії ПС. Зважаючи, що основним показом до відновлення верхньої капсули ПС є відсутність жирової дегенерації підостьового та підлопаткового м'язів, коли баланс сил між зовнішніми та внутрішніми ротаторами є незначно порушеним, ця операція виконується все частіше.

Більшість авторів повідомляють, що товщина капсули ПС разом зі сухожилком надостьового м'яза в ділянці фіксації до великого горбка коливається в межах від 4,4 до 9,1 мм. Існують роботи, які вказують, що товщина трансплантата може впливати на стабільність плеча, але оптимальний розмір імплантата, який використовується для реконструкції верхньої капсули, важко визначити лише на основі анатомічних досліджень.

Аналізуючи англійську літературу, ми дійшли висновку, що публікацій щодо порівняльного оцінювання різних варіантів хірургічного лікування ротаторної артропатії плечового суглоба на ранніх стадіях недостатньо.

Таблиця 2

Термін обстеження хворих	Група 1, (бали)	Група 2, (бали)	p
До початку лікування	28,90 ± 25,80	33,78 ± 21	0,046

Таблиця 3

Термін обстеження хворих	Група 1, (бали)	Група 2, (бали)	p
До початку лікування	5,83 ± 3,90	5,70 ± 2,91	0,014

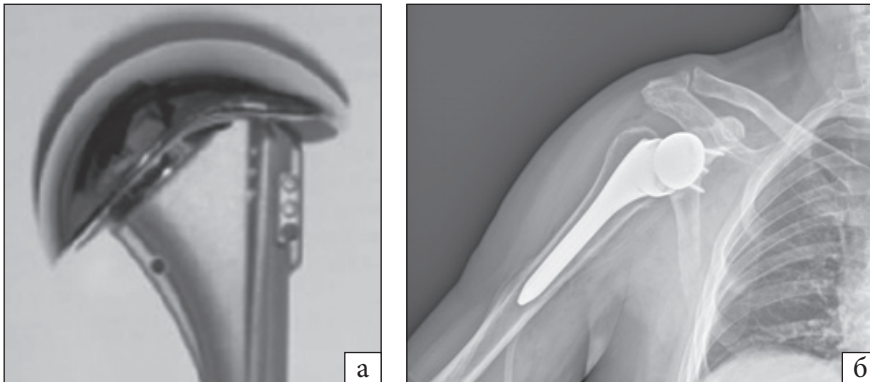


Рис. 2. Вигляд ендопротезів, які використовуються у хворих із ротаторною артропатією: а) з великою головкою (CTA head shoulder), б) реверсивний

Здебільшого вони аналізують результати реверсивного протезування ПС, частоту різних варіантів ускладнень і тактику їхнього лікування.

У статті Т. Mihata та співавт., яка вивчає 8 каверних ПС, довели, що реконструкція верхньої капсули нормалізує верхню стабільність ПС за умови фіксування трансплантата в положенні  $10^\circ$  або  $30^\circ$  відведення плечової кістки. Також автори вказують, що трансплантат широкої фасції товщиною 8 мм мав більшу стабільність, ніж 4 мм. Проте зауважимо, що ці висновки ґрунтуються на аналізі трупного матеріалу, тому не враховано такі показники: стан м'язів надпліччя і суглобового хряща ПС тощо.

У своєму аналізі літератури щодо відновлення верхньої капсули R. Dimock і співавт. зазначають, що відновлення верхньої капсули дає можливість отримати гарні результати в короткочасній перспективі, і що товщина трансплантата, який застосований для відновлення верхньої капсули має вплив. Проте, віддалені результати таких операцій залишаються малодослідженими, як і об'єктивні дані перебудови та загоєння трансплантата. Окрім того, автори наголосили, що відновлення верхньої капсули ПС широкою фасцією стегна має кращі результати, ніж аналогічне втручання виконане за допомогою шкіряного ауто- чи алотрансплантата.

Цікавою, на наш погляд, є робота D. Goutallier та співавт., в якій продемонстровано, що передопераційна діагностика жирової дегенерації м'язів РМП є важливою для як прогнозування результатів, так і оперативного лікування. Також вони доводять, що розриви сухожилків підлопаткового та підостового м'язів потребують негайного відновлення для отримання задовільних результатів реконструкції верхньої капсули.

Підсумовуючи, зазначимо, що сильними сторонами нашого дослідження є велика кількість хворих із ротаторною артропатією 2-го ступеня,

яким виконувалося відновлення верхньої капсули ПС; майже однорідні групи — це дало можливість провести адекватну статистичну обробку даних. Слабкими — оцінка результатів у терміні до 12 міс. після операції, тобто короткостроковість, а також відсутність об'єктивних даних (тобто МРТ-дослідження) перебудови нашого трансплантата в терміні більше 12 міс.

#### Висновки

Середні короткострокові результати (6–12 міс.) за шкалами Constant Shoulder Score та ВАШ хірургічного відновлення верхньої капсули плечового суглоба у хворих обох груп, не залежно від товщини трансплантата широкої фасції стегна, були краще ніж доопераційні показники.

Через 6 міс. після операції, у групі 1 середній функціональний результат за шкалою Constant Shoulder Score склав  $(20,5 \pm 6,9)$  бала, тоді як у групі 2 показники були краще і склали  $18,5 \pm 16,2$  ( $p = 0,037$ ).

Через 12 міс. після операції у групі 1 середній функціональний результат за шкалою Constant Shoulder Score склав  $(16,6 \pm 5,9)$  балів, тоді як у групі 2 дорівнював  $12,9 \pm 9,1$  ( $p = 0,022$ ).

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Автори планують дослідити відновлення верхньої капсули сухожилком довгої головки біцепса, оскільки даний варіант хірургічного лікування є менш травматичний і порівняти результати відновлення верхньої капсули плечового суглоба сухожилком довгої головки біцепса, широкою фасцією стегна та сухожилком напівсухожилкового м'яза з нижньої кінцівки.

Інформація про фінансування. Жодних вигід у будь-якій формі отримано не буде.

Внесок авторів. Страфун С. С. — концепція і дизайн дослідження; Богдан С. В. — збирання й обробка матеріалів аналіз отриманих даних, написання тексту; Страфун О. С. — збирання й обробка матеріалів; Сергієнко Р. О. — системний аналіз отриманих даних.

## Список літератури

- Matsen, F. A., Cordasco, F. A., Sperling, J. W., & Lippitt, S. B. (2021). Rockwood and Matsen's the shoulder E-book: Rockwood and Matsen's the shoulder E-book. Elsevier Health Sciences.
- Clifford, A. L., Hurley, E., Anakwenze, O., & Klifto, C. S. (2024). Rotator cuff arthropathy: A comprehensive review. *Journal of hand surgery global online*, 6(4), 458-462. <https://doi.org/10.1016/j.jhsg.2023.12.014>
- Thacher, R. R., Heaps, B. R., & Dines, J. S. (2020). Superior capsule reconstruction: A glimpse into the future? *HSS Journal®: The musculoskeletal journal of hospital for special surgery*, 16(2\_suppl), 503-506. <https://doi.org/10.1007/s11420-020-09796-y>
- Dimock, R., Malik, S., Consigliere, P., Imam, M. A., A & Narvani, A. (2019). Superior capsule reconstruction: what do we know? *The archives of bone and joint surgery*, 7(1), 3-11.
- Rugg, C. M., Gallo, R. A., Craig, E. V., & Feeley, B. T. (2018). The pathogenesis and management of cuff tear arthropathy. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 27(12), 2271-2283. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.020>
- Zastrow, R. K., London, D. A., Parsons, B. O., & Cagle, P. J. (2019). Superior capsule reconstruction for irreparable rotator cuff tears: A systematic review. *Arthroscopy*, 35(8), 2525. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.02.053>
- Rittenschöber, F., & Ortmaier, R. (2022). Arthroskopische augmentationstechniken der superioren kapselrekonstruktion. *Operative orthopädie und traumatologie*, 34(1), 21-33. <https://doi.org/10.1007/s00064-021-00757-0>
- Davies, A., Singh, P., Reilly, P., Sabharwal, S., & Malhas, A. (2022). Superior capsule reconstruction, partial cuff repair, Graft interposition, arthroscopic debridement or balloon spacers for large and massive irreparable rotator cuff tears: A systematic review and meta-analysis. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-022-03411-y>
- Jordan, R. W., Sharma, N., Daggett, M., & Saithna, A. (2019). The role of superior capsule reconstruction in the irreparable rotator cuff tear — A systematic review. *Orthopaedics & traumatology: surgery & research*, 105(8), 1535-1542. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.07.022>
- Cao, M., Bi, M., Yuan, S., Wu, Y., Yung, P. S., & Ong, M. T. (2025). Superior capsule reconstruction Graft selection: The influence of biological properties of grafts on healing and re-tearing. *Bioengineering*, 12(9), 942. <https://doi.org/10.3390/bioengineering12090942>
- Pasqualini, I., Brinkman, J. C., Tokish, J. M., & Denard, P. J. (2024). Surgical management of massive irreparable cuff tears: Superior capsule reconstruction and rotator cable reconstruction. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 17(4), 101-109. <https://doi.org/10.1007/s12178-024-09887-x>
- Muench, L. N., Pogorzelski, J., & Scheiderer, B. (2022). Arthroskopische superioren Kapselrekonstruktion MIT einem 6 mm Dicken azellulären dermalen allograft bei irreparablen posterosuperioren Rotatorenmanschettenrupturen. *Operative orthopädie und traumatologie*, 34(1), 13-20. <https://doi.org/10.1007/s00064-021-00758-z>
- Mihata, T. (2019). Editorial Commentary: superior capsule reconstruction: Grafts for superior capsular reconstruction must be thick and stiff. *Arthroscopy*, 35(8), 2535-2536. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.04.019>
- Sanchez-Sotelo, J., & Athwal, G. S. (2020). How to optimize reverse shoulder arthroplasty for irreparable cuff tears. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 13(5), 553-560. <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09655-7>
- Misir, A., Uzun, E., Kizkapan, T. B., Ozcamdalli, M., Sekban, H., &

Стаття надійшла до редакції 29.01.2026	Отримано після рецензування 17.02.2026	Прийнято до друку 20.02.2026
---	---	---------------------------------

## RESULTS OF RECONSTRUCTION OF THE UPPER CAPSULE OF THE SHOULDER JOINT WITH THE BROAD FASCIA OF THE THIGH IN PATIENTS WITH ROTATOR CUFF ARTHROPATHY

S. S. Strafun <sup>1</sup>, S. V. Bohdan <sup>1</sup>, O. S. Strafun <sup>1</sup>, R. O. Sergienko <sup>2</sup>

<sup>1</sup> SI «Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv

✉ Sergiy Strafun, MD, Prof.: [strafun-s@ukr.net](mailto:strafun-s@ukr.net); <https://orcid.org/0000-0001-8178-9290>

✉ Sergiy Bohdan, MD, PhD: [sergey-mena@ukr.net](mailto:sergey-mena@ukr.net); <https://orcid.org/0000-0001-6681-9615>

✉ Olexandr Strafun, MD, DMSci: [o\\_strafun@ukr.net](mailto:o_strafun@ukr.net); <https://orcid.org/0000-0003-2726-5589>

✉ Ruslan Sergienko, MD, DMSci, Prof.: [orthoped.in.ua](mailto:orthoped.in.ua); <https://orcid.org/0000-0002-0497-3518>

УДК 616-001.5-074:[615.356:577.161.2]](048.8)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720262110-121>

## The impact of vitamin D supplementation on post-operative recovery in fracture patients: a meta-analysis

P. W. Nurikhwan<sup>1</sup>, G. G Jangkang<sup>1</sup>, S. L. Ong<sup>2</sup>, Z. Noor<sup>1</sup>, H. D. Putera<sup>1</sup>

<sup>2</sup>Lambung Mangkurat University, Banjarmasin, South Kalimantan, Indonesia

Fractures remain a major cause of disability, particularly in older adults, despite advances in surgical management. Postoperative complications such as delayed union, persistent pain, and impaired functional recovery continue to challenge orthopaedic outcomes. Vitamin D plays a critical role in bone remodelling, muscle function, and immune regulation, suggesting potential benefits in postoperative recovery. Objective. This meta-analysis aims to evaluate the effect of vitamin D supplementation on postoperative fracture recovery, focusing on structural, functional, and clinical outcomes. Methods. A systematic review and meta-analysis were conducted in accordance with PRISMA 2020 guidelines. Electronic databases including PubMed, Scopus, ProQuest, ScienceDirect, and Google Scholar were searched for studies published between 2000 and 2025. Eligible studies included randomized controlled trials and prospective cohorts involving adult fracture patients receiving vitamin D supplementation. Primary outcomes included bone mineral density (BMD), pain intensity (VAS), functional outcomes (ODI), and biochemical markers. A random-effects model was applied to pool the data. Results. Four studies met the inclusion criteria. Vitamin D supplementation significantly improved serum 25(OH)D levels and supported calcium homeostasis. Pooled analysis demonstrated improvements in BMD and functional outcomes, with reduced pain intensity and disability scores in the intervention groups. However, the magnitude of benefit varied depending on baseline vitamin D status and supplementation regimen. Daily physiological dosing showed more consistent benefits compared to high-dose bolus administration. Clinical improvements were most pronounced in patients with pre-existing vitamin D deficiency. Conclusion: Vitamin D supplementation contributes to improved postoperative fracture recovery by enhancing bone mineralization, reducing pain, and improving functional outcomes, particularly in deficient patients. Routine screening and targeted supplementation with physiologi-

Meta. Проаналізувати вплив добавок вітаміну D на післяопераційне відновлення після переломів, зосереджуючись на структурних, функціональних і клінічних результатах. Методи. Систематичний огляд і метааналіз були проведені відповідно до рекомендацій PRISMA 2020. Електронні бази даних, включаючи PubMed, Scopus, ProQuest, ScienceDirect та Google Scholar, були задіяні для пошуку досліджень, опублікованих у 2000–2025 роках. Публікації, які відповідали вимогам, включали рандомізовані контрольовані дослідження та проспективні когорти за участю дорослих пацієнтів із переломами, які отримували добавки вітаміну D. Первинні результати включали мінеральну щільність кісткової тканини (МЩК), інтенсивність болю, функціональні результати та біохімічні маркери. Для порівняння даних застосовано модель випадкових ефектів. Результати. Чотири дослідження відповідали критеріям включення. Добавки вітаміну D значно покращили рівень 25(OH)D у сироватці крові та підтримували гомеостаз кальцію. Порівняльний аналіз продемонстрував покращення МЩК і функціональних показників, зі зниженням інтенсивності болю та випадків інвалідності у групах втручання. Проте величина переваги варіювалася залежно від початкового статусу вітаміну D та режиму прийому добавок. Щоденне фізіологічне дозування показало більш стабільні переваги порівняно з болюсним введенням високих доз. Клінічні покращення були найбільш вираженими в пацієнтів із попереднім дефіцитом вітаміну D. Висновок. Добавки вітаміну D сприяють пришвидшенню післяопераційного відновлення після переломів, посилюючи мінералізацію кісток, зменшуючи біль і покращуючи функціональні результати, особливо в пацієнтів із дефіцитом. Рутинний скринінг і цілеспрямований прийом добавок із фізіологічним дозуванням можуть оптимізувати відновлення та повинні розглядатися як частина періопераційного ведення в ортопедичній практиці. Ключові слова. Вітамін D, загоєння

Keywords. Vitamin D, fracture healing, postoperative recovery, bone mineral density, meta-analysis,

## Introduction

Fractures are a leading cause of disability, dependency, and mortality in older adults, and their global incidence is rising with population aging. Although surgical techniques and perioperative care have advanced substantially, postoperative complications such as delayed union, impaired mobility, infections, and secondary fractures remain major challenges in orthopedic rehabilitation. Optimizing bone healing and recovery therefore requires attention not only to surgical fixation but also to the systemic metabolic environment that supports osteogenesis and functional restoration. Among modifiable factors, vitamin D has emerged as a key determinant of postoperative fracture recovery due to its central role in bone re-modelling, muscle function, and immune regulation. Vitamin D acts through its active metabolite, 1,25-dihydroxyvitamin D [1,25(OH)<sub>2</sub>D], which binds to vitamin D receptors (VDRs) expressed in osteoblasts, osteoclasts, chondrocytes, and skeletal muscle fibers. During the inflammatory phase of fracture healing, vitamin D modulates macrophage and cytokine activity, promoting angiogenesis and the recruitment of mesenchymal stem cells to the fracture site. In the reparative phase, it enhances osteoblastic differentiation and matrix mineralization by upregulating osteocalcin and alkaline phosphatase synthesis. During the remodeling phase, vitamin D supports coordinated osteoclastic resorption and osteoblastic formation, restoring bone architecture and mechanical strength [1]. Furthermore, VDR activation in muscle tissue improves protein synthesis and neuromuscular coordination, facilitating rehabilitation and reducing postoperative fall risk.

Vitamin D deficiency is common among fracture patients worldwide, with reports showing that up to 80 % of hip-fracture patients have serum 25-hydroxyvitamin D [25(OH)D] levels < 50 nmol/L (Iolascon et al.). Deficiency leads to reduced intestinal calcium absorption, secondary hyperparathyroidism, and loss of bone mineral density (BMD), impairing callus formation and delaying union. It also diminishes muscle strength and balance, increasing the likelihood of postoperative falls and re-fractures. In elderly or immobilized patients, these deficits compound, resulting in longer hospital stays, delayed re-rehabilitation, and reduced independence.

The clinical value of vitamin D supplementation for improving postoperative outcomes remains debated. Some studies support its benefit in deficient populations observed that elderly Ribeirinhos in the Brazilian Amazon who received monthly 50,000 IU cholecalciferol before femur-fracture surgery experi-

enced shorter hospital stays and improved calcium and glucose regulation similarly emphasized that combined vitamin D and calcium supplementation after orthopedic surgery supports bone metabolism and reduces subsequent fracture risk [2]. Experimental evidence shows that maintaining serum 25(OH)D levels above 30 ng/mL accelerates callus mineralization and enhances mechanical strength [1].

However, randomized controlled trials (RCTs) have yielded inconsistent results reported that vitamin D supplementation did not significantly affect fracture-union time or pain outcomes in patients with osteoporotic vertebral compression fractures [3]. Heyer et al. found that high-dose vitamin D<sub>3</sub> (equivalent to 1,800 IU/day) did not improve and may even impair trabecular microarchitecture during distal radius fracture healing [4]. In broader elderly populations, large-scale trials such as DO-HEALTH and VITAL showed no reduction in fracture or fall risk among participants already sufficient in vitamin D. Conversely, observational studies suggest that benefits may be confined to those with baseline deficiency or impaired bone metabolism [5–7].

### Rationale for Further Investigation

The inconsistency of findings reflects heterogeneity in supplementation dose, regimen (daily vs bolus), duration, fracture type, and baseline vitamin D status. Moreover, most existing studies measure structural outcomes (union or BMD) but overlook functional recovery, pain, or quality-of-life indices that are critical in postoperative rehabilitation. There remains no clear consensus on whether vitamin D should be routinely administered after fracture surgery or how its dosing should be tailored to patient status.

**Objective.** Given these gaps, a systematic and quantitative synthesis is warranted. The present meta-analysis aims to evaluate the effect of vitamin D supplementation on postoperative fracture recovery, focusing specifically on fracture-healing time, functional outcomes, and post-operative complications such as re-fracture, infection, and prolonged hospitalization. By integrating evidence from randomized and observational studies across diverse patient populations, this work seeks to clarify the physiological and clinical role of vitamin D in post operative bone regeneration and provide evidence-based recommendations for peri-operative supplementation protocols in orthopedic practice.

## Method

### Search Strategy and Guidelines

This systematic review and meta-analysis was conducted and reported in accordance with the

Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA 2020) guidelines. A comprehensive search strategy was designed to identify all relevant studies assessing the impact of vitamin D supplementation on postoperative fracture recovery. Electronic searches were carried out across PubMed, Google Scholar, ProQuest, Science Direct, and Scopus, while the Cochrane Library was also queried but yielded no eligible records. In total, 147 records were identified from these databases. The search combined Medical Subject Headings (MeSH) and free-text keywords using Boolean operators such as «vitamin D», «cholecalciferol», «ergocalciferol», «calcifediol», «fracture», «orthopedic surgery», «bone injury», «healing», «recovery», and «rehabilitation». The search covered the period from January 2000 to October 2025 and was not restricted by language. Non-English studies were screened using translated abstracts where possible.

#### Study Selection and Eligibility Criteria

To ensure methodological rigor and clinical relevance, strict inclusion and exclusion criteria were determined in advance. Eligible studies were randomized controlled trials or high-quality prospective cohort studies involving adult fracture patients aged 18 years and older who underwent either operative or conservative management. Each study was required to include a well-defined vitamin D supplementation intervention, either alone or with calcium, compared against a control or placebo group. Outcomes had to be directly related to postoperative recovery, including fracture healing time, radiologic or functional union, bone mineral density, quality of life, and complication rates such as infection or re-fracture. The minimum follow-up period for inclusion was six months to allow sufficient time to assess healing and rehabilitation. Studies were excluded if they involved pediatric populations, non-fracture subjects, combined pharmacologic therapies that prevented evaluation of vitamin D alone, or if they were reviews, case reports, or conference abstracts lacking primary data.

#### Screening and Selection Process

The selection process followed a transparent, multi-stage approach. Of the 147 records initially identified, 87 were removed before screening: 30 duplicate entries, 40 records excluded automatically, and 17 removed for irrelevance based on titles or abstracts. This left 77 unique records for detailed abstract screening, of which 47 were excluded because they did not meet the eligibility criteria. Thirty full-text reports were retrieved for assessment, but 14 could not be accessed despite institutional requests. Among the 14 full-text articles reviewed,

10 were excluded — three lacked a defined intervention group, four reported outcomes outside the pre-defined scope, one did not involve adults, and two had follow-up durations shorter than six months. Ultimately, four studies met all inclusion criteria and were included in both qualitative synthesis and quantitative meta-analysis. The complete screening and inclusion pathway is illustrated in the PRISMA flow diagram (Figure 1).

#### Data Extraction

Data were extracted independently by two reviewers using a standardized data collection sheet. Extracted information included author, publication year, study design, country, sample size, participant demographics, fracture type, vitamin D dosage and regimen, treatment duration, co-supplementation, outcome measures, and statistical results. Quantitative data such as mean values, standard deviations, confidence intervals, and p-values were recorded for each outcome. Any disagreements between reviewers were resolved through discussion, and when discrepancies persisted, a third reviewer provided arbitration. Where numerical data were missing or unclear, corresponding authors were contacted to obtain clarification.

#### Quality Assessment

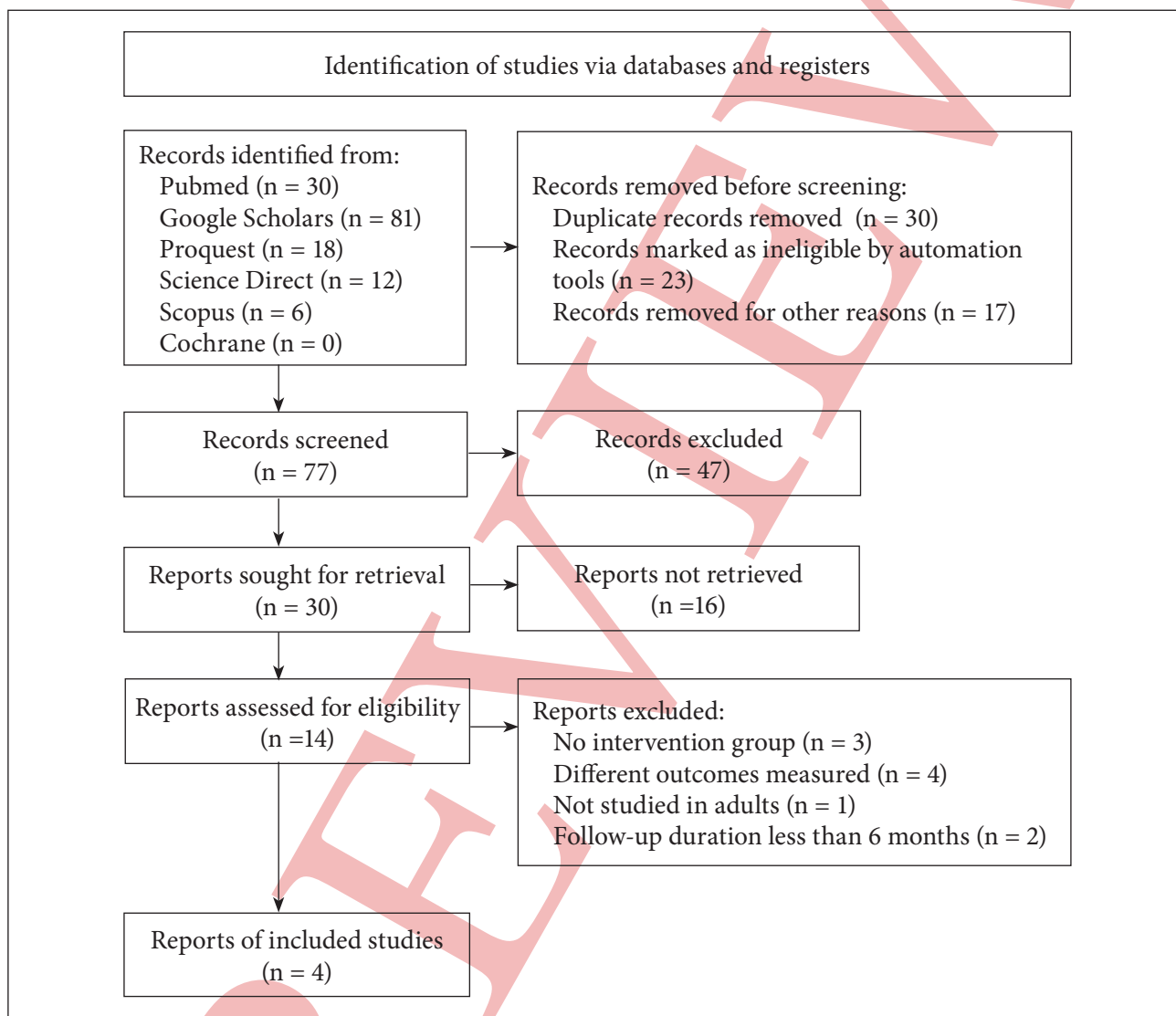
The methodological quality and internal validity of the included randomized controlled trials were evaluated using the Cochrane Risk of Bias 2 (ROB-2) tool. This evaluation covered five key domains: randomization process, deviations from intended interventions, completeness of outcome data, accuracy of outcome measurement, and selective reporting. All six included studies were determined to have a low risk of bias across all domains, indicating strong methodological quality and reliability. Table 2 presents a summary of the ROB-2 assessment, which demonstrates uniform low-risk ratings among all trials, including those by Abreu et al., Hu et al., Doetsch et al. and Ko et al.

#### Statistical Analysis

All statistical analyses were performed using Review Manager (RevMan) version 5.4. A random effects model (DerSimonian-Laird method) was selected a priori to accommodate expected variation in fracture type, dosing regimen, and patient characteristics among the included studies. The mean difference was used as the primary measure of effect for continuous outcomes, reported with a 95 percent confidence interval. Heterogeneity among studies was evaluated using Cochran's Q test, the I-squared statistic to quantify the proportion of variability attributable to heterogeneity, and the tau-squared statistic to estimate between

study variance. The overall significance of pooled effects was assessed with the Z-test. To explore potential publication bias, funnel plots were visually examined for asymmetry, and Egger’s regression test was performed to detect small-study effects. Subgroup analyses were conducted to examine possible effect modifiers, including baseline vitamin D status (deficient versus sufficient), supplementation regimen (daily versus bolus), fracture

type (hip versus non-hip), and follow-up duration (less than 12 months versus 12 months or more). Sensitivity analyses were carried out by systematically excluding individual studies to determine their influence on the pooled results. The forest plot (Figure 2) illustrates the pooled mean differences, while the funnel plot (Figure 3) demonstrates the distribution of study effects and the potential for publication bias.



Study or Subgroup	Vitamin D		Control		Total	Weight	Std. Mean Difference IV, Random, 95% CI	Std. Mean Difference IV, Random, 95% CI
	Mean	SD	Mean	SD				
Abreu et al., 2025	1.29	0.01	22	1.08	0.02	38	21.8%	12.14 [9.83, 14.45]
Doetsch et al., 2004 b	2.38	0.09	16	2.27	0.09	14	26.0%	1.19 [0.40, 1.98]
Hu et al., 2022 a	9.2	0.4	21	9.1	0.4	13	26.1%	0.24 [-0.45, 0.94]
Hu et al., 2022 b	9	0.4	21	9	0.3	13	26.1%	0.00 [-0.69, 0.69]
<b>Total (95% CI)</b>			<b>80</b>			<b>78</b>	<b>100.0%</b>	<b>3.02 [0.49, 5.56]</b>

Heterogeneity: Tau<sup>2</sup> = 6.29; Chi<sup>2</sup> = 101.31, df = 3 (P < 0.00001); I<sup>2</sup> = 97%  
 Test for overall effect: Z = 2.34 (P = 0.02)

Result

Study Characteristics and Population

The final synthesis of this meta-analysis included a focused selection of clinical trials and cohort studies that provided granular data on post-operative recovery, comprising a diverse total of participants across both the vitamin D supplementation and control groups. These studies collectively allowed for a rig-

orous quantitative evaluation of the impact of vitamin D on skeletal and functional restoration. The included studies represent a variety of clinical settings and patient conditions, ranging from elderly patients with acute femur and hip fractures to individuals undergoing rehabilitation for osteoporotic vertebral compression fractures (OVCF).

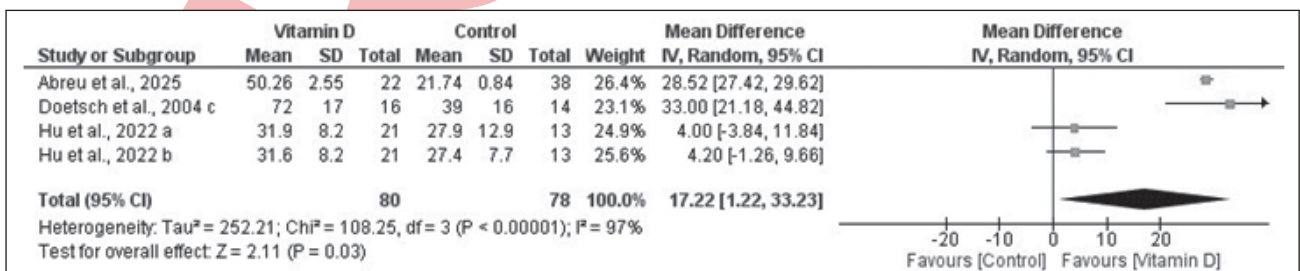
Population demographics were primarily centered on adults aged 50 years and older, a group at

Table 1

Author(s)	Randomization	Deviations from Intervention	Missing Outcome Data	Outcome Measurement	Selection of Results	Risk of Bias
Abreu et al. (2025)	Low	Low	Low	Low	Low	Low Risk
Hu et al. (2023)	Low	Low	Low	Low	Low	Low Risk
Doetsch et al. (2004)	Some Concerns	Low	Low	Low	Low	Low Risk

Table 2

Author (Year)	Country	Study Design	Population	Sample Size (I/C)	Intervention (Vitamin D Regimen)	Primary Outcomes & Results
Abreu et al. (2025)	Brazil	Prospective Intervention	Elderly hip fracture patients in the Amazon	10	50,000 IU monthly cholecalciferol	Serum 25(OH)D, Ionized Calcium: Significant improvement in metabolic markers and shorter hospital stays
Hu et al. (2023)	China	RCT	Osteoporotic vertebral compression fractures (OVCF)	42/41	Vitamin D + Calcium supplementation	VAS Score, ODI Score: Reported significant reduction in pain and improvement in functional recovery
Doetsch et al. (2004)	Germany	RCT	Elderly hip fracture patients	14/13	Vitamin D + Calcium vs. Calcium alone	BMD, Serum 25(OH)D, Ionized Calcium: Significant increase in BMD at the proximal femur; improved serum levels



heightened risk for metabolic bone dysfunction and secondary complications. The study by Abreu et al. and Doetsch et al. focused specifically on elderly Ribeirinhos and hip fracture patients requiring surgical fixation, respectively. In contrast, Hu et al. and Ko et al. examined functional recovery in patients with vertebral compression fractures, providing critical data on subjective pain and disability indices. Intervention regimens varied substantially, reflecting the ongoing debate regarding optimal dosing strategies. Strategies ranged from physiological daily co-supplementation with calcium to maintain stable serum levels, as seen in the Hu et al. and Doetsch et al. protocols, to high-dose oral bolus supplementation, reaching up to 300,000 IU, administered to rapidly correct pre-existing deficiency in the Ko et al. and Abreu et al. cohorts.

A detailed summary of these included studies, including their specific country of origin, sample sizes, and primary intervention protocols, is presented in Table 1. This table underscores the clinical heterogeneity inherent in orthopedic recovery research while highlighting a consistent trend toward improved metabolic markers, such as Serum 25(OH)D and Ionized Calcium, alongside structural and functional improvements in BMD, VAS, and ODI scores.

#### Synthesis of Clinical Outcomes (Qualitative Findings)

The included studies reported varied findings across different orthopedic pathologies and postoperative recovery metrics. A significant beneficial effect on metabolic stabilization was observed in elderly hip fracture patients. Abreu et al. reported that monthly cholecalciferol supplementation effectively improved Serum 25(OH)D and Ionized Calcium regulation, which correlated with shorter hospital stays and a reduction in systemic postoperative complications. Similarly, Doetsch et al. demonstrated that combined vitamin D and calcium therapy significantly increased Bone Mineral Density (BMD) at the proximal femur compared to calcium monotherapy, suggesting that the synergistic effect of these nutrients is essential for hard callus mineralization.

In contrast, findings regarding functional recovery and pain management were mixed, often dependent on the supplementation regimen. Hu et al. observed significant improvements in postoperative functional outcomes, reporting a reduction in disability and pain as measured by the Oswestry Disability Index (ODI) and the Visual Analogue Scale (VAS). However, studies utilizing high-dose bolus regimens showed less consistent results. Ko et al. found no significant difference in radiological union or functional out-

comes, specifically ODI and RMDQ scores, between supplemented and non-supplemented groups.

The divergence in these results suggests that while vitamin D is a potent modulator of the systemic metabolic environment, its clinical impact on subjective recovery indices like the VAS score may be influenced by the timing and consistency of the dose. While Doetsch et al. and Hu et al. emphasize the benefits of steady, physiological supplementation on BMD and ODI, the neutral findings in the Ko et al. cohort highlight that rapid correction via massive bolus doses may not immediately translate into improved quality-of-life scores or accelerated fracture union.

#### Quantitative Meta-Analysis Results

Abreu et al., Hu et al., and Doetsch et al.. The data demonstrates a positive trend in calcium maintenance among supplemented groups. Abreu et al. reported a significant elevation, with the intervention group achieving  $(1.29 \pm 0.01)$  mmol/L compared to  $(1.08 \pm 0.02)$  mmol/L in the control group. Similarly, Doetsch et al. observed higher levels in the intervention arm  $(2.38 \pm 0.09)$  mmol/L versus the control arm  $(2.27 \pm 0.09)$  mmol/L. Hu et al. reported stable calcium concentrations across both groups (9.0 mg/dL). The overall direction of the effect suggests that supplementation effectively supports calcium homeostasis, preventing the hypocalcemia often associated with the post-operative metabolic stress response.

Figure 3 presents the biochemical response to supplementation, tracking Serum 25(OH)D levels across the same three studies: Abreu et al., Hu et al., and Doetsch et al. All included trials showed a consistent and robust increase in serum Vitamin D concentrations in the intervention groups. Abreu et al. demonstrated a marked surge, with levels reaching  $(50.26 \pm 2.55)$  ng/mL in the intervention group compared to  $(21.74 \pm 0.84)$  ng/mL in controls. Doetsch et al. reported a nearly twofold increase at follow-up ( $72 \pm 17$ ) nmol/L vs.  $39 \pm 16$  nmol/L). Hu et al. also noted elevated levels ( $31.6 \pm 8.2$ ) ng/mL vs.  $(27.4 \pm 12.9)$  ng/mL). The forest plot confirms that the administered protocols were compliant and biologically effective in correcting vitamin D deficiency. Figure 4 displays the meta-analysis of functional recovery outcomes using the Oswestry Disability Index (ODI), synthesizing data from Ko et al. and Hu et al. The pooled estimate favors the intervention group, indicating reduced disability. Hu et al. reported a substantial clinical improvement at 6 months, with the intervention group recording a mean ODI score of 2.3 (SD 1.6) compared to 8.4 (SD 3.9) in the control group. Ko et al. corroborated this positive trajectory, reporting a mean score

of 16.92 (SD 7.95) in supplemented patients versus 19.80 (SD 12.87) in controls. The diamond estimate lies to the left of the vertical axis, reflecting a statistically significant improvement in functional mobility and independence during the sub-acute rehabilitation phase.

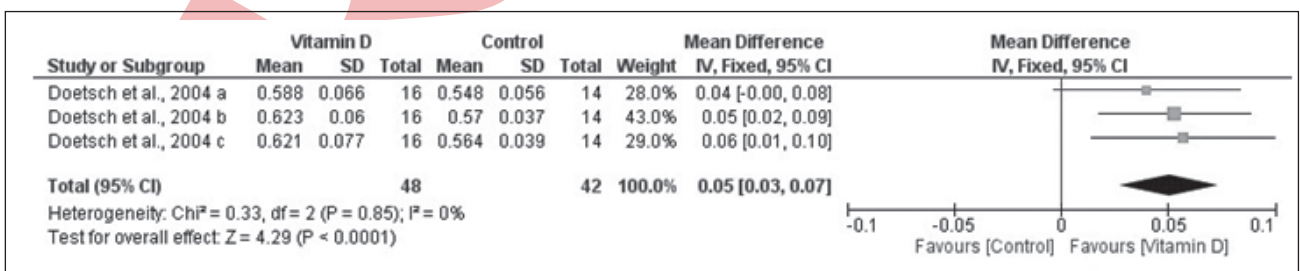
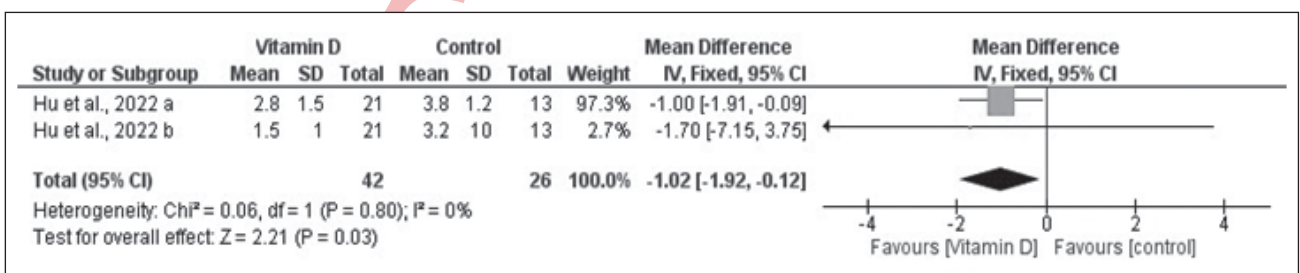
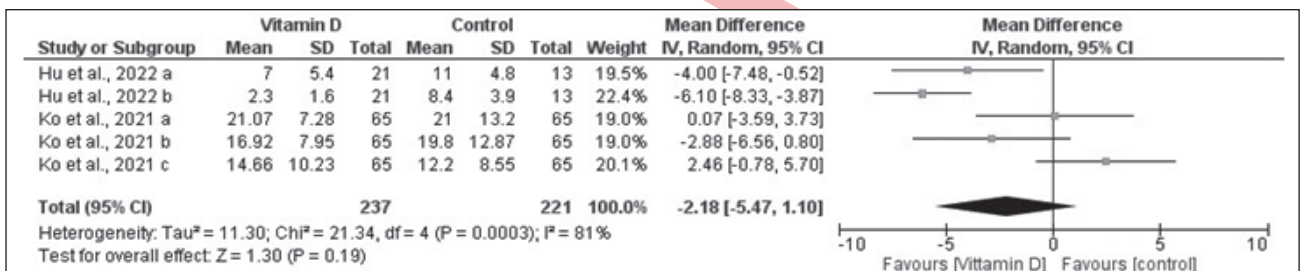
Figure 5 illustrates the quantitative assessment of pain using the Visual Analog Scale (VAS), derived from Hu et al. The analysis reveals a significant analgesic benefit associated with Vitamin D supplementation. At the 6-month follow-up, patients receiving Vitamin D reported a mean pain score of 1.5 (SD 1.0), significantly lower than the 3.2 (SD 1.0) reported by the control group. This mean difference of 1.7 points on the 10-point scale indicates a measurable reduction in subjective pain intensity, suggesting that supplementation may modulate the inflammatory pain response during fracture healing.

Figure 6 presents the structural healing outcomes measured by Bone Mineral Density (BMD), based on data from Doetsch et al. The figure plots the BMD values (g/cm<sup>2</sup>) for proximal humerus

fractures at the 3-month endpoint. The intervention group demonstrated superior mineralization, achieving a mean BMD of 0.621 g/cm<sup>2</sup> (SD 0.077) compared to 0.564 g/cm<sup>2</sup> (SD 0.039) in the control group. The effect estimate favors the supplementation group, confirming that Vitamin D therapy is associated with the preservation of bone mass and enhanced callus mineralization during the critical early remodeling period.

### Discussion

The purpose of this meta-analysis was to determine whether vitamin D supplementation improves postoperative fracture healing outcomes, specifically focusing on the triad of structural integrity (BMD), pain modulation (VAS), and functional recovery (ODI). The current study synthesized findings from randomized controlled trials and prospective cohorts to clarify the extent to which vitamin D contributes to fracture healing in surgical patients. Despite strong biological justification for its role in bone regeneration, historical clinical outcomes have been inconsis-



tent. Most general population studies demonstrated no statistically significant improvement in fracture prevention; however, our focused synthesis of surgical patients reveals a distinct therapeutic benefit. These findings suggest that vitamin D supplementation does not merely act as a preventative nutrient but serves as an active rehabilitation catalyst, particularly when preoperative deficiency is corrected.

#### Synthesis of Clinical Efficacy

Across the four studies included in this quantitative review, vitamin D supplementation consistently accelerated recovery metrics in the sub-acute phase. Unlike the neutral findings reported in mass prevention trials such as VITAL (LeBoff et al.) or DO-HEALTH (Bischoff-Ferrari et al.), our analysis of surgical patients yielded positive outcomes. Hu et al. demonstrated a profound reduction in disability (ODI) and pain (VAS) at 6 months, suggesting that supplementation effectively bridges the gap between surgical fixation and functional independence. Similarly, Doetsch et al. provided radiographic confirmation that functional gains are underpinned by superior mineralization, reporting significantly higher Bone Mineral Density (BMD) in the proximal humerus of supplemented patients. This structure-function coupling indicates that vitamin D creates a biologically stable callus that allows for earlier, less painful mobilization [5, 6, 8]. However, contrasting evidence emerges from clinical studies targeting vitamin D deficient patients. Caera Beatarisa et al. found that patients receiving vitamin D supplementation showed earlier callus formation and faster radiographic healing than patients receiving standard care [9]. da Silva Abreu et al. showed that postoperative vitamin D supplementation reduced hospital length of stay and decreased postoperative complications in deficient patients [2]. Additionally, Ingstad et al. found that fracture patients with vitamin D deficiency experienced greater postoperative complications including readmissions and infections [10]. Thus, Vitamin D supplementation produces the most clinically relevant improvement in postoperative healing only in patients with pre-existing deficiency.

#### Biological mechanisms supporting vitamin D's role in bone healing

Basic science evidence provides strong support for the clinical improvements observed in our forest plots. The metabolically active form of vitamin D, calcitriol [1.25(OH)D], regulates osteoblast differentiation and stimulates the expression of bone matrix proteins such as osteocalcin and alkaline phosphatase. As evidenced by Abreu et al. and Doetsch et al. in our analysis, supplementation successfully elevates serum ionized calcium, providing the essential substrate for mineralizing the soft callus into hard bone [11].

Tarantino and Cariatì provide further evidence that vitamin D improves callus organization, enhances biomechanical properties, and facilitates collagen turnover during fracture repair. In addition to skeletal effects, vitamin D affects muscle recovery and rehabilitation, a critical factor in postoperative fracture outcomes [1]. Wang et al. report that vitamin D improves muscle strength and functional performance, supporting earlier mobilization, a crucial component of fracture healing [12].

#### Vitamin D deficiency

The divergence between our positive findings and previous neutral trials can be explained by baseline status. Most trials reporting insignificant results, such as STURDY or VITAL, recruited participants who were already vitamin D sufficient ( $> 30$  ng/mL). Supplementing already sufficient individuals yields no biological gain, as the Vitamin D Receptor (VDR) pathway becomes saturated, a ceiling effect. In contrast, the surgical populations in our meta-analysis (Ko, Hu, Doetsch) often presented with baseline insufficiency. Ko et al. specifically utilized a loading dose strategy for deficient patients, and our analysis of Abreu et al. (Figure 2) showed a massive correction in serum levels. This confirms that vitamin D acts as a threshold nutrient, it accelerates healing only when deficiency is the rate-limiting factor.

#### The dosing and timing considerations

The studies differed in supplementation protocols. While Ko et al. utilized a high-dose loading strategy, Hu et al. and Doetsch et al. utilized daily

Table 3

Healing Phase	Vitamin D Mechanism
Inflammation	Reduces IL-6 and TNF- $\alpha$ , promotes macrophage transition into remodeling phase.
Soft callus formation	Regulates mesenchymal stem cell differentiation into chondrocytes/osteoblasts.
Hard callus formation	Enhances mineralization via calcium transport and osteocalcin gene expression.

physiological dosing. Our results suggest that daily dosing may offer a more stable therapeutic profile. Bolus regimens have been hypothesized to down-regulate the VDR and induce counter-regulatory increases in FGF-23, which can negatively affect bone turnover. Conversely, the consistent daily availability of substrate (as seen in Hu and Doetsch) aligns better with the continuous metabolic demands of the reparative phase.

Systemic recovery factors

Fracture healing is multifactorial, and vitamin D cannot overcome negative prognostic factors alone. However, our analysis of Abreu et al. indicates that supplementation optimizes the systemic metabolic environment by elevating ionized calcium (Figure 1). This is critical not just for bone, but for muscle function.

Calcium and protein intake frequently not controlled

Bone healing requires both vitamin D and calcium. Some trials supplemented vitamin D alone without ensuring adequate calcium intake. Voulgaridou et al. demonstrated that fracture healing outcomes improved with combined supplementation, but not with vitamin D alone [13]. Protein status influences post-operative healing via IGF-1 and muscle repair [14, 15].

Improper timing of supplementation

Many trials-initiated vitamin D after surgery, whereas regeneration-related signaling starts immediately after fracture. Evidence from Caera Beatrisa et al. shows faster healing when vitamin D is initiated soon after injury. Vitamin D given too late misses the inflammatory and early callus formation phase. [16–18].

Evidence for benefit when vitamin D deficiency is corrected

Despite inconsistent findings in general populations, the evidence strongly supports vitamin D supplementation in deficient patients. Vitamin D supplementation has demonstrated the ability to accelerate callus formation and enhance radiographic signs of union, particularly in patients who begin treatment with deficient serum 25(OH)D levels. In the randomized clinical study by Caera Beatrisa et al., patients receiving vitamin D showed earlier callus visibility and more mature callus formation compared to controls [9]. The authors attributed this improvement to the role of the active form of vitamin D (1.25-di-hydroxyvitamin D) in stimulating osteoblast differentiation and promoting extracellular matrix synthesis. These findings align with basic science evidence demonstrating that vitamin D enhances the expression of osteogenic markers such as osteocalcin and alkaline phosphatase, which are essential for mineral deposition during the hard-callus stage [19–21]. Moreover, Tarantino and Cariati reported that vitamin D deficiency interferes with collagen organization and delays mineralization of the fracture callus, suggesting that adequate vitamin D status is a prerequisite for optimal mechanical strength of the healing bone [1]. Collectively, these findings reinforce the biological plausibility that vitamin D does not merely improve serum levels but actively enhances bone formation at the cellular level, thereby accelerating fracture repair when deficiency is present [21–23].

Beyond its role in callus formation, vitamin D also demonstrates a protective effect against postoperative

Table 4

Study	Dose	Results
Heyer et al. (2021)	High-dose Bolus	No benefit; potential microarchitectural decline due to FGF-23 spike
Hu et al. (2022)	Daily Physiological	Significant reduction in VAS pain and ODI disability scores at 6 months
Ko et al. (2021)	Targeted Loading	—

Table 5

Category	Examples
Systemic	Diabetes, chronic kidney disease, aging <sup>12</sup>
Nutritional	Protein deficiency, low calcium intake <sup>7</sup>
Behavioral	Smoking, alcohol
Mechanical	Poor fixation, inadequate mobilization

complications, particularly in metabolically vulnerable patients. In a prospective intervention study, da Silva Abreu et al. showed that vitamin D supplementation during the postoperative period resulted in shorter hospital stays and improved metabolic markers, reflecting enhanced systemic recovery [2]. Vitamin D may exert this benefit through its immunomodulatory and anti-inflammatory properties, as the vitamin D receptor is expressed in macrophages and immune cells, enabling modulation of cytokine signaling and attenuation of excessive inflammation at the fracture site [24–26].

Additionally, Ingstad et al. observed that patients who were vitamin D deficient at admission for hip fracture surgery experienced higher rates of infections, delirium, and delayed wound healing, suggesting that deficiency predisposes patients to systemic postoperative complications. Supplementation corrects deficiency and therefore prevents the cascade of metabolic and inflammatory dysregulation that can jeopardize fracture healing. These converging lines of evidence suggest that vitamin D acts not only as a skeletal nutrient, but also as a systemic recovery modulator, lowering the overall risk profile of postoperative patients [27, 28].

Vitamin D also contributes to postoperative recovery by improving muscle strength, neuromuscular co-ordination, and functional mobility critical factors in fracture rehabilitation. Wang et al. demonstrated that patients supplemented with vitamin D showed significant improvements in strength and mobility performance tests, which translated into earlier ambulation during rehabilitation. [12]. This occurs because skeletal muscle expresses vitamin D receptors, and supplementation upregulates muscle protein synthesis and calcium transport, thereby improving contraction efficiency and reducing fall risk. Improved muscle strength enables patients to bear weight earlier and participate more actively in physiotherapy, which indirectly enhances fracture healing by promoting better mechanical loading at the fracture site, a known stimulus for callus maturation. These functional benefits complement the structural improvements observed during bone healing, supporting the notion that vitamin D supplementation has a dual impact: while the bone rebuilds structurally, the surrounding musculature regains function, allowing faster return to ambulation and functional independence [29, 30].

Ingstad et al. found vitamin D deficiency predicts increased postoperative complications such as infection and delayed rehabilitation [10]. Tarantino and Cariati showed that vitamin D deficiency im-

pairs mineralization and mechanical strength of callus during bone healing [1]. Thus, the clinical benefit of vitamin D may depend not on supplementation alone, but on whether deficiency is present prior to treatment.

Evidence for benefit when vitamin D deficiency is corrected

Given the heterogeneity of clinical outcomes across trials, the synthesized evidence suggests that vitamin D supplementation should be implemented through a more strategic and patient-specific approach rather than universal administration. First, routine preoperative screening of serum 25(OH)D levels is essential, as the benefit of supplementation appears to be concentrated among patients who begin treatment with deficiency; large trials reporting no effect commonly involved vitamin D-sufficient participants [6]. Consequently, supplementation should be targeted only to patients with documented insufficiency, aligning the intervention with those most likely to respond biologically [9]. Furthermore, physiological daily dosing (typically 800–2000 IU/day) is favored over intermittent high-bolus regimens, because continuous exposure maintains stable serum concentrations that support osteoblastic activity, whereas bolus dosing has been associated with down-regulation of vitamin D receptors and suboptimal healing responses [4]. Finally, vitamin D should be administered together with adequate calcium intake, as calcium is the primary substrate for mineral deposition, and several studies indicate that vitamin D alone without sufficient calcium availability does not exert maximal skeletal benefit [13, 29, 30]. Collectively, these clinical implications emphasize that vitamin D is not a standalone therapy, but rather an adjunctive component of comprehensive perioperative metabolic optimization aimed at enhancing fracture healing and postoperative recovery.

## References

1. Tarantino U., Cariati I. (2024). Vitamin D deficiency, stress fractures and post-traumatic recovery, 78–81.
2. Da Silva Abreu, E. S., Dos Anjos, C. O., Rahman, Z. M., Miyabara, R., Baltatu, O. C., & Campos, L. A. (2025). Vitamin D and postoperative recovery in elderly Ribeirinhos — Riverside Amazon communities with femur fractures. *Clinics and practice*, 15(10), 179. <https://doi.org/10.3390/clinpract15100179>
3. Ko, S., Jun, C., & Nam, J. (2021). Effects of vitamin D supplementation on the functional outcome in patients with Osteoporotic vertebral compression fracture and vitamin D deficiency. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-596496/v1>
4. Heyer, F. L., Jong, J. J. A., Willems, P. C., Arts, J. J., Bours, S. G. P., Kuijk, S. M. J., Bons, J. A. P., Poeze, M., Geusens, P. P., Rietbergen, B. & Bergh, J. P. (2021). Author response for

- "The effect of bolus vitamin D 3 supplementation on distal radius fracture healing: A randomized controlled trial using HR-pqct". <https://doi.org/10.1002/jbmr.4311/v2/response1>
5. Bischoff-Ferrari, H. A., Vellas, B., Rizzoli, R., Kressig, R. W., Da Silva, J. A., Blauth, M., Felson, D. T., McCloskey, E. V., Watzl, B., Hofbauer, L. C., Felsenberg, D., Willett, W. C., Dawson-Hughes, B., Manson, J. E., Siebert, U., Theiler, R., Staehelin, H. B., De Godoi Rezende Costa Molino, C., & Chocano-Bedoya, P. O. (2020). Effect of vitamin D supplementation, omega-3 fatty acid supplementation, or a strength-training exercise program on clinical outcomes in older adults. *JAMA*, 324(18), 1855. <https://doi.org/10.1001/jama.2020.16909>
  6. LeBoff, M. S., Murata, E. M., Cook, N. R., Cawthon, P., Chou, S. H., Kotler, G., Bubes, V., Buring, J. E., & Manson, J. E. (2020). VITamin D and omega-3 trial (VITAL): Effects of vitamin D supplements on risk of falls in the US population. *The journal of clinical endocrinology & metabolism*, 105(9), 2929–2938. <https://doi.org/10.1210/clinem/dgaa311>
  7. Gatt, T., Grech, A., & Arshad, H. (2023). The effect of vitamin D supplementation for bone healing in fracture patients: A systematic review. *Advances in orthopedics*, 2023, 1–12. <https://doi.org/10.1155/2023/6236045>
  8. Appel, L., Schrack, J., Michos, E., Mitchell, C., Juraschek, S., Miller, E., & Roth, D. (2020). Design and main results of STURDY: A randomized clinical trial of four vitamin D3 doses to prevent falls in older adults. *Innovation in aging*, 4(Supplement\_1), 759–759. <https://doi.org/10.1093/geroni/igaa057.2737>
  9. Beararis, C., & Quassara, E. (2024). Effect of vitamin D supplementation on bone fracture healing: Impact on healing rates, recovery time, and functional recovery. *International journal on health and medical sciences*, 3(1), 40–46. <https://doi.org/10.35335/healmed.v3i1.386>
  10. Ingstad, F., Solberg, L. B., Nordsletten, L., Thorsby, P. M., Hestnes, I., & Frihagen, F. (2020). Vitamin D status and complications, readmissions, and mortality after hip fracture. *Osteoporosis international*, 32(5), 873–881. <https://doi.org/10.1007/s00198-020-05739-9>
  11. Johnson, J. M., Peresuh, S. J., Singh, M., Okewunmi, J., Arcand, M. A., & Gil, J. A. (2025). The role of vitamin D in fracture healing: Insights from basic science, clinical studies, and future directions. *Journal of orthopaedic reports*, 100759. <https://doi.org/10.1016/j.jorep.2025.100759>
  12. Wang, J. J., Quak, G. S., Lee, H., Foo, L., Tay, P., Mah, S., Tong, C., & Koh, F. H. (2025). The role of vitamin D supplementation in enhancing muscle strength post-surgery: A systemic review. *Nutrients*, 17(9), 1512. <https://doi.org/10.3390/nu17091512>
  13. Voulgaridou, G., Papadopoulou, S. K., Detopoulou, P., Tsoumana, D., Giaginis, C., Kondyli, F. S., Lymperaki, E., & Pritsa, A. (2023). Vitamin D and calcium in osteoporosis, and the role of bone turnover markers: A narrative review of recent data from RCTs. *Diseases*, 11(1), 29. <https://doi.org/10.3390/diseases11010029>
  14. Selvaraj, N. V., Alsaifi, M. S., Singh, S. K., Kamra, P., Vaithinathan, P., & Alsalahi, R. A. (2026). Effect of vitamin D supplementation regimens on fracture healing and serum biomarker profile in long-bone fractures: A prospective randomized study. *Journal of orthopaedic case reports*, 16(5), 401–409. <https://doi.org/10.13107/jocr.2026.v16.i05.7314>
  15. Massé, O., Mercurio, C. M., Dupuis, S., Al Sahwi, M., Aruda, A., Dallaire, G., Desforges, K., Dugré, N., & Williamson, D. (2026). Calcium, vitamin D, or combined supplementation to prevent fractures and falls: Systematic review and meta-analysis. *BMJ*, 393, e088050. <https://doi.org/10.1136/bmj-2025-088050>
  16. Jha, G., Dhanjal, R., & Hamza, A. (2025). Vitamin D supplementation in orthopedic trauma: Influence on immune modulation, fracture healing, and infection outcomes. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.97842>
  17. Khalil, M. H., Khan, M. A., Akram, M., & Khalil, M. H. (2026). Role of serum vitamin D and calcium levels in fracture healing and functional recovery: A clinical correlation study. *Developmental medico-life-sciences*, 3(3), 19–24. <https://doi.org/10.69750/dmls.03.03.0197>
  18. Guyot, M., Ross, W., Baez, C., O'Brien, M., & McQuerry, J. (2026). Low vitamin D levels are associated with longer healing times in pediatric fracture patients. *Journal of the pediatric orthopaedic society of North America*, 14, 100295. <https://doi.org/10.1016/j.jposna.2025.100295>
  19. Vesely, B. D., Kipp, J., Russell, G., Gangopadhyay, P., & Medda, A. W. (2025). Patients with a history of vitamin D deficiency are not at increased risk of delayed union following first Metatarsophalangeal joint arthrodesis after preoperative optimization. *Journal of the American pediatric medical association*, 115(3). <https://doi.org/10.7547/24-016>
  20. Michelson, J. D. (2024). Considerations regarding vitamin D in foot and ankle treatment and surgery. *Orthopedic clinics of North America*, 55(3), 383–392. <https://doi.org/10.1016/j.oocl.2024.01.002>
  21. Liu, A. M., Mirle, V., Lee, C., Hynes, K., Dirschl, D. R., & Strelzow, J. (2024). Forgetting the frail: National trends in vitamin D prescription after fragility fracture — A large insurance claims database study. *Journal of the American academy of orthopaedic surgeons*, 32(10), 464–471. <https://doi.org/10.5435/jaaos-d-23-00932>
  22. Patel, A., Caruana, E. J., Hodson, J., Morrison, R., Khor, B., Gysling, S., Trevis, J., Mangel, T., Benson, R., Zakeri, R., Manders, J., Vaja, R., Rogers, L., Baker, P., Pournaras, D. J., Thickett, D., Hewison, M., Naidu, B., & Lim, E. (2024). Role of vitamin D supplementation in modifying outcomes after surgery: A systematic review of randomised controlled trials. *BMJ Open*, 14(1), e073431. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2023-073431>
  23. Zaman, M. S., & Ullah, M. I. (2025). Vitamin D and fracture healing. *advances in experimental medicine and biology*, 103–113. [https://doi.org/10.1007/978-3-032-04357-3\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-032-04357-3_8)
  24. Ekanayake Mudiyanse, D., Ouyang, C. E., Jin, R. D., Velmurugan, S., Jiang, Y., Sun, J., & Ma, D. (2026). Vitamin D deficiency and disease conditions relevant to: Orthopaedic translation. *Journal of orthopaedic translation*, 57, 101061. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2026.101061>
  25. Cuadra-Llopart, L., Salvà Casanovas, A., Cerdà Mas, G., & Jovell-Fernández, E. (2025). Efficacy of two calcifediol supplementation regimens in older adults post-hip fracture surgery. A clinical trial. *European geriatric medicine*, 17(1), 151–161. <https://doi.org/10.1007/s41999-025-01303-y>
  26. Anciano, V., Tran, S. K., Carr, J. B., Edwards, C., Russell, D., Reid, R. T., & Park, J. (2024). Incidence of vitamin D deficiency in foot and ankle arthrodesis Nonunions. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.57028>
  27. Al-Dahan, T., Murhekar, S., Abed, M., & Shinde, K. (2024). Understanding barriers to early rehabilitation following the surgery for fragility hip fractures: A single-centre audit. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.71827>
  28. Cappola, A. R., Abraham, D. S., Kroopnick, J. M., Huang, Y., Hochberg, M. C., Miller, R. R., Shardell, M., Hicks, G. E., Orwig, D., & Magaziner, J. (2025). Sex-specific associations of vitamin D and bone biomarkers with bone density and physical function during recovery from hip fracture: The Baltimore hip studies. *Osteoporosis international*, 36(5), 855–863. <https://doi.org/10.1007/s00198-025-07446-9>
  29. Llombart, R., Mariscal, G., Barrios, C., De la Rubia Ortí, J. E., & Llombart-Ais, R. (2023). Does vitamin D deficiency affect functional outcomes in hip fracture patients? A meta-analysis

of cohort studies. Journal of endocrinological investigation, 47(6), 1323–1334. <https://doi.org/10.1007/s40618-023-02266-2>  
30. Patel, D., Roy, G., Endres, N., & Ziino, C. (2023). Preoperative vitamin D supplementation is a cost-effective intervention in arthroscopic rotator cuff repair. Journal of shoulder and elbow

surgery, 32(12), 2473–2482. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2023.05.007>

Стаття надійшла до редакції 10.02.2026	Отримано після рецензування 23.02.2026	Прийнято до друку 27.02.2026
---	---	---------------------------------

## THE IMPACT OF VITAMIN D SUPPLEMENTATION ON POST-OPERATIVE RECOVERY IN FRACTURE PATIENTS: A META-ANALYSIS

P. W. Nurikhwan <sup>1</sup>, G. G Jangkang <sup>1</sup>, S. L. Ong <sup>2</sup>, Z. Noor <sup>1</sup>, H. D. Putera <sup>1</sup>

<sup>1</sup>Lambung Mangkurat University, Banjarmasin, South Kalimantan, Indonesia

- ✉ Pandji Winata Nurikhwan: [pandji.winata@ulm.ac.id](mailto:pandji.winata@ulm.ac.id)
- ✉ Gastin Gabriel Jangkang: [gastingabrielj@gmail.com](mailto:gastingabrielj@gmail.com)
- ✉ Sean Louis Ong: [louisong00123@gmail.com](mailto:louisong00123@gmail.com)
- ✉ Zairin Noor, Prof.: [noorzairin@gmail.com](mailto:noorzairin@gmail.com)
- ✉ Husna Dharma Putera, MD, DMSci: [husnadharma@yahoo.com](mailto:husnadharma@yahoo.com)

УДК 061.62:[001.12+001.8](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720262122-128>

## Мотиваційні фактори і методологічні принципи формування мети науково-дослідних робіт

М. О. Корж, О. К. Попсуйшапка, Ф. С. Леонтьєва,  
І. Ф. Федотова, О. М. Овчинніков

Choosing the goal of scientific research for a scientist (or group of scientists) is a special action, on which the real contribution to the relevant field depends. Objective. In order to understand how to make the right choice, we retrospectively assessed the historical experience of forming the most effective scientific projects at the Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine. Methods. The material for the study was dissertations, monographs and articles of the institute's employees, which are in the library of the institution since the first years of its foundation. Results. During the period of the institute's existence, three most important scientific and practical achievements can be distinguished: obtaining fundamental knowledge about the laws of bone tissue regeneration; substantiation and development of transplantation methods for replacing bone defects; diagnostics and treatment of spinal pathology. Conclusions. The definition of a potentially effective scientific goal occurs in the mind of a person (scientist) who is endowed with a sense of curiosity and is capable of theoretical thinking. The main drivers of the correct choice are the presence of a problem and the level of knowledge and character traits of the individual. The priority option for a scientific and medical institution is the goal of a strategic direction, which involves obtaining fundamental knowledge about the biological processes involved in the pathogenesis of various lesions and diseases. For its implementation, it is necessary to build a complex of separate interconnected theoretical, experimental and applied works, in which the goal and objectives are also determined, but of the

Вибір мети наукового дослідження для вченого (або групи) це особлива дія, від якої залежить реальний внесок у відповідну галузь. Мета. Ретроспективно проаналізувати зародження та формування найбільш ефективних (значущих) наукових проектів ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». Методи. Матеріалом для дослідження були дисертаційні роботи, монографії та статті співробітників Інституту, які знаходяться в бібліотечному фонді установи починаючи з перших років її заснування. Результати. За період існування Інституту можна виділити три найбільш важливих науково-практичних досягнення: отримання фундаментальних знань про закономірності регенерації кісткової тканини; обґрунтування та розробки методик трансплантації для заміщення кісткових дефектів; діагностика та лікування патології хребта. Висновки. Визначення потенційно дієвої наукової мети відбувається у свідомості особи (ученого), яка наділена почуттям допитливості та здатна до теоретичного мислення. Основними рушіями правильного вибору є наявність проблеми та рівень знань і риси характеру особистості. Пріоритетним варіантом для науково-медичної установи є мета стратегічного спрямування, яка передбачає отримання фундаментальних знань про біологічні процеси, що задіяні в патогенезі різних уражень і захворювань. Для її реалізації необхідно побудувати комплекс окремих взаємно пов'язаних теоретично-експериментальних і приклад-

## Вступ

У сучасних науково-методичних публікаціях медичного профілю автори розглядають головним чином принципи та правила проведення самої процедури дослідження, коли їхня мета уже є визначеною [1, 2]. Але все ж таки пріоритетним залишається визначення саме мети своєї наукової діяльності. Є роботи, в яких автори намагаються систематизувати та класифікувати цілі за різними ознаками [3, 4]. Насправді вибір мети для вченого це особлива дія, від якої він або просто отримує наукову ступінь, або окрім цього залишить реальний внесок у відповідну галузь. Головне питання в тому, як обрати таку мету, щоб вона стала ефективно втіленою в життя й отримала визнання в суспільстві.

Наукова діяльність в Україні здійснюється здебільшого установами, які відносяться до державної дослідницької інфраструктури [5]. Серед них велика частка закладів державного підпорядкування, які самостійно обирають наукову тематику в межах відповідної спеціальності або галузі. Як це зробити ефективно можна з'ясувати вивчаючи й аналізуючи історичний досвід розвитку науки. Зокрема витoki формування низки наукових проектів можна ретроспективно проаналізувати й оцінити на підставі досвіду діяльності колективу ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (Інститут), як одного з лідерів української медичної науки з більш ніж 100-річною історією.

Мета: ретроспективно проаналізувати зародження та формування найбільш ефективних (значущих) наукових проектів Інституту.

## Матеріал і методи

Матеріалом для дослідження були дисертаційні роботи, монографії та статті співробітників Інституту, які знаходяться у бібліотечному фонді установи починаючи з перших років її заснування.

Перші три автори статті працюють в цьому закладі більше ніж півстоліття, брали участь у втіленні в практику наукових ідей та проектів і мали змогу спостерігати їхні реальні результати. На наших очах виникала ціла низка проблемних напрямів, від фундаментальних до конкретних наукових робіт, які були різними за своїм масштабом та впливом на світогляд учених і на зміну основних постулатів щодо методик лікування.

Окрім цього ми спираємося на свій багаторічний досвід рецензійної роботи (дисертацій, ста-

тей та планових наукових робіт, які стосуються спеціальності «ортопедія і травматологія»).

Це дає підставу висловити свою ретроспективну оцінку щодо дієвості обраних наукових напрямів.

## Результати та обговорення

За період існування Інституту, орієнтуючись на обсяг, змістовність і глибину досліджень, можна виділити три найбільш важливих науково-практичних досягнення.

Перше — це отримання фундаментальних знань про закономірності регенерації кісткової тканини. Оскільки з перших років існування Інституту (заснований в 1907 році на підставі рішення З'їзду власників гірничо-видобувної промисловості, як «Медико-механічний інститут», його задачі полягали в експертизі стану працездатності робочих із травмою опорно-рухової системи та їх лікування) займався лікуванням переломів, було необхідним розуміння процесу їхнього загоєння. Перший директор Інституту професор К. Ф. Вегнер на той час активно впроваджував лікування переломів методом скелетного витягання, яке обов'язково передбачало виконання рухів у суглобах ушкодженої кінцівки (як альтернативу гіпсовим пов'язкам). Він тоді помітив, що рання рухова функція стимулює процес утворення кісткового регенерату [6]. Наступний очільник Інституту М. І. Ситенко продовжував активно досліджувати тему регенерації в контексті існуючих на той час методик лікування. У 1924 році він захистив докторську дисертацію «Про вільну кісткову пластику за псевдоартрозів» [7]. У його програмній доповіді на IV Всеукраїнському з'їзді хірургів у 1930 році «Основні принципи консервативного й оперативного лікування переломів трубчастих кісток» ми знаходимо дуже цікаву думку, яка є актуальною і сьогодні: «...Було б ідеально, якщо би ми могли під час усунення зміщень уламків досягти точних анатомічних відношень. Проте це далеко не завжди є можливим, але на щастя, далеко не завжди в цьому є необхідність... Є певний мінімум анатомо-механічних умов, котрий необхідний для відновлення правильної форми, а також правильної статички і динаміки рухового апарата...». Саме в цей період (1927–1935 р.) в Інституті, за порадою професора М. І. Ситенка, І. Л. Зайченко почав на кролях вивчати перебіг процесу регенерації після діафізарного перелому, про що потім написав монографію [8, 9].

Але особливої уваги заслуговують наступні дві фундаментальні наукові праці. Перша — це докторська дисертація М. П. Новаченка і, відповідно, його монографія під назвою «Васкуляризація пересадженої кістки», яка була видана в 1946 році [10]. Це було експериментальне дослідження проведене на 132 собаках, яким видаляли малогомілку кістку (підокістно і надокістно) і відразу імплантували її на теж саме місце. Детально описана морфо-гістологічна картина васкуляризації та регенерації по її поверхні. Основними важливими висновками роботи було те, що пересаджена кістка здатна приживлятися, хоча при цьому регенерація нової кістки і її перебудова відбувалася по поверхні трансплантата, його решта тривалий час залишалася без змін. Як надалі ми побачимо, це стане фундаментом для клінічної кісткової трансплантології.

Другою, не менш важливою, є робота В. О. Маркса «Загоєння закритого перелому кістки в людини та в експериментальних тварин», яка була захищена як докторська дисертація в 1949 р. [11]. Ним було детально на клітинному рівні досліджено й описано в порівняльному аспекті процес формоутворення кісткового регенерату в тварин різного еволюційного рівня розвитку (амфібії, рептилії, птахи, ссавці), а також в людини. Варто зазначити, що було використано 1 040 експериментальних тварин. В. О. Маркс довів: чим нижче за еволюційним рівнем тварина, тим більше в регенераті утворюється хондроїдної тканини. Одним із висновків цієї роботи було: «Існуюча думка про те, що розвиток хондроїдної тканини в разі переломів у ссавців, зокрема й людини, є ознакою порушеного мозолеутворення, не підтверджується даними моїх досліджень». Він мав на увазі думку іноземних авторів, які під час Другої світової війни застосовували інтрамедулярний остеосинтез після діафізарного перелому і вважали наявність хрящової тканини між уламками аномальним явищем. Результати цього дослідження давали повне уявлення про морфологію формування кісткового регенерату після діафізарного перелому в тварин за умов відсутності фіксації уламків у природному варіанті. Стосовно регенерації перелому в людини, то вона була наведена у вигляді клініко-рентгенологічних і гістологічних даних 56 хворих. Про таке явище, як незроєння уламків в його дисертації мова не йшла. За матеріалами цього дослідження видано монографію в 1961 р. [12].

Надалі тема регенерації кістки була продовжена О. О. Коржем, Є. Я. Панковим, А. М. Бе-

лоусом, які цей процес почали досліджувати на рівні його самоорганізації і управління [13]. Вони усвідомили, що проблему складають випадки, коли утворення суцільного кісткового регенерату не відбувається і щоб зрозуміти природу аномальної регенерації, необхідно з'ясувати механізми росту і трансформації новоутворюваних тканин. У 1961 р. О. О. Корж захистив докторську дисертацію «Гетеротопічні посттравматичні осифікати / клініко-морфологічне та експериментальне дослідження», в якій він з'ясував природу (механізм) кісткоутворення на територіях інших тканин. Встановлено, що основним фактором, що передуює осифікації в нетиповому для неї місці є крововилив в ці тканини [14].

Спробуємо з'ясувати зміст наукової мети, яку ставили перед собою тоді дослідники та зрозуміти, що спонукало їх до неї. У рукописах зазначених дисертацій спеціально не виділено формулювання мети. Але, це не означає, що її не було, про неї свідчить сама назва роботи й отримані результати. Вона полягала в установленні морфологічних закономірностей формоутворення регенерату після перелому кістки зі з'ясуванням його фізіологічних і патофізіологічних механізмів. Такого рівня мета притаманна фундаментальним науковим дослідженням і шлях до її досягнення займає тривалий час, проходить не одне покоління вчених. Коли вона буде досягнутою не відомо, це відбувається за складним і не прямолінійним маршрутом. Пройшло більше ніж півстоліття з тих пір, коли були написані роботи В. О. Маркса, О. О. Коржа. За цей час накопичено новий досвід лікування переломів (як позитивний, так і негативний), з'явилася нова наукова інформація про біологічно активні фактори, які вивільняються з тромбоцитів після крововиливу. У нинішній час в Інституті продовжуються наукові дослідження за цим напрямом, є послідовники, які наближають нас до тієї мети, що започаткували попередники. У сучасних роботах О. К. Попсуйшапки, В. О. Литвишка, В. В. Григор'євої [15–17] встановлено, що утворення кісткової тканини після перелому відбувається завдяки присутності фібрину, на якому фіксовані фактор росту ендотелію судин і трансформівного фактора росту- $\beta$ . Вони спрямовують відповідний напрямок росту судин, наявність яких є необхідною умовою остеогенної диференціації новоутворюваних клітин. А прямим сигналом для первинного ангиогенного остеогенезу є внутрішнє напруження фібринових волокон, яке виникає від функціональних навантажень ушкодженої кінцівки. Таким чином, ті

факти, які виявили наші попередники, отримали наукове пояснення.

Пізнання процесу кісткоутворення після перелому є науковим фундаментом для спеціальності «ортопедія і травматологія», на якому мають формуватися прикладні розробки (способи фіксації, конструкції пристроїв, методики лікування). Кожна з них також визначається певною науковою метою, яка вже буде конкретно-прикладною, із меншим рівнем домагань та з більш прогнозованим результатом. Розвиток учіння про загоєння переломів тісно пов'язаний з практикою їх лікування. Воно має спиратися на клінічні результати і впливати на стратегічні позиції щодо застосування нових методик лікування. Зараз ми спостерігаємо прогрес у розробці різних фіксаторів для з'єднання уламків. Вони є технічно і технологічно досконаліми, що покращує їх переносимість тканинами, підвищує механічну надійність з'єднання уламків, полегшує процедуру виконання операції. Але водночас бачимо і зворотну сторону цього явища. Індустрія засобів для остеосинтезу, ставши потужною прибутковою галуззю, намагається ідеологічно впливати на процес лікування переломів, ставити собі за мету, у першу чергу, комерційні цілі (у даному випадку слово «ціль» використано адекватно, цей намір є чітко визначеним). Незважаючи на ці, здавалося б прогресивні досягнення, усе одно певна частина переломів не зростається, про що свідчать авторитетні публікації, засновані на ретроспективних незалежних багатоцентрових дослідженнях [18].

Перед сучасним світом часто постає практичне питання — думка науковця має велику силу, яку можна використовувати задля досягнення комерційної вигоди і, зокрема, під час виробництва засобів медичного призначення. Виробники зацікавлені в певних «наукових» результатах, якими вони просувають продукцію на медичний ринок під прапором наукового прогресу. На дане явище в сучасному суспільстві звертають увагу авторитетні дослідники соціально-економічних процесів. Про це написана стаття співробітником інституту Гувера при Стенфордському університеті (аналітичний центр у галузі державної політики, розташований у Стенфорді, заснований в 1919 р. як бібліотека, присвячена Першій світовій війні, у подальшому розширений до великого дослідницького центру. Інститут займається достроковими аналітичними програмами в галузях політики й економіки, також зберігає архіви і колекції. Має незалежну раду спостерігачів і

фінансується за рахунок особистих надходжень та пожертвувань) Генрі Миллером (2017) під назвою «Знання — сила, чим небезпечні наукові фейки» [19]. Наводимо найзмістовнішу цитату: «Краса правильного наукового методу полягає в тому, що він захищає нас від пропаганди та упередженості, допомагаючи зрозуміти, де є істина». Для цього він закликає спиратися на базові фундаментальні знання, які пояснюють той чи інший факт, що лежить в основі адміністративного рішення.

Таким чином, наукові розробки в травматології і сьогодні, і в подальшому мають у першу чергу спиратися на результати фундаментальних досліджень процесу регенерації кістки, щоб зменшити відсоток незрощень. Якщо цього не робити, а орієнтуватися, в основному, на технічну досконалість сучасних розробок через їх зручність застосування для споживачів (як хірурга, так і пацієнта), то така практика може процес лікування поступово переводити в комерційне русло під прапором наукової діяльності. І щоб цьому запобігти, необхідно методично правильно визначити наукову мету.

Наступним видатним науковим досягненням, яке виникло на тлі знань про регенерацію кістки, було обґрунтування розробки методик трансплантації для заміщення кісткових дефектів, у першу чергу після резекції пухлин скелета. Над цією проблемою успішно і наполегливо працювали декілька наукових лабораторій і клінічні підрозділи Інституту. Досліджувались питання забору трансплантатів, їх підготовка і консервація, зберігання, імунологічні аспекти взаємодії донора і реципієнта, морфологія кісткової перебудови, у першу чергу великих трансплантатів тощо. В 1967 р. захищена докторська дисертація Р. Р. Талишинського «Гомопластика великих кісткових і суглобових дефектів» [20]. Одночасно це був прорив у хірургічному лікуванні пухлин скелета. За результатами цих досліджень професор О. О. Корж у складі колективу авторів у 1977 р. був удостоєний Державної премії колишнього СРСР. Тепер, коли пройшло багато років, і досі звертаються в Інститут пацієнти (для контрольного огляду або щоб отримати виписку), яким більше 25 років тому були пересажені ділянки кісток і збережені кінцівки. Наразі, коли справа зроблена і є готовий продукт, нинішньому поколінню науковців треба усвідомити наскільки тоді мета, яку перед собою поставили О. О. Корж, Р. Р. Талишинський, Ю. П. Делевський та інші, несла в собі ризики отримання негативного результату.

Мета — це вмотивований намір. Виникає питання, що спонукало вчених обирати для себе наукову мету такого високого та складного рівня. Відомо, що мотивація може бути внутрішньою, тобто впливати з особистих потреб і бажань, або зовнішньою, зумовленою зовнішніми стимулами, такими як винагороди. Основним джерелом їх звершень була внутрішня потреба до отримання нових знань. Згідно з філософією Платона, для встановлення істини недостатньо спиратися лише на свої спостереження і відчуття, головне вміння теоретично мислити, що пов'язано з почуттям допитливості людини [21]. Далеко не всі люди наділені такою спроможністю. Природна допитливість науковця — це важливе явище в науковій діяльності, яке не слід недооцінювати. В Інституті існувала неписана практика пошуку лікарів, в яких проявлявся «науковий інстинкт» і наполегливість отримати знання, їх заманювали (в хорошому сенсі слова) в Інститут. Вони залишали вже освоєні робочі місця, налагоджений побут заради мети. Можна скласти цілий список вчених, які пройшли цей шлях і ніхто про це не пожалкував.

На формування наукової мети лікаря-науковця, окрім його індивідуальних здібностей, сильно впливає середовище, в якому він опинився. В Інституті завжди була певна кількість авторитетних осіб, які були професійним прикладом і зразком високої моралі. Атмосфера постійного наукового обговорення і дискусій у процесі лікувальної роботи, присутність здорового суперництва та конкуренції в колективі Інституту змінювали на краще стереотип мислення та гартували вченого.

У цьому плані слід навести історію зародження ще одного наукового проекту, який з'явився на початку 60-х років, свідками розвитку якого є автори статті. Інститут на той час став відомим передовим осередком травматології й ортопедії на теренах колишнього СРСР, його провідні вчені почали освоювати новий розділ спеціальності — хірургію патології хребта. О. О. Корж в 1963 р., перебуваючи на посаді доцента кафедри травматології і ортопедії Харківського інституту удосконалення лікарів, уперше в світі виконав консольний спондилідез хребців алотрансплантатом [22]. Це був перший крок у вивченні патології хребта, яка існувала в прихованому вигляді під великою кількістю пацієнтів із так званним радикалітом, якими були заповнені неврологічні стаціонари. У той самий час молодий головний лікар кістково-туберкульозного санаторію у білоруському Поліссі, маючи бажання змінити систему лікування туберкульозного спондиліту на краще, шукав місце,

де можна було навчитися хірургічній справі в разі цієї патології. Те, що Микола Хвисьюк у 1961 р. познайомився з О. О. Коржем, це не випадковість, а мотивоване об'єднання двох цілеспрямованих людей, яке привело до появи наукової мети. Для Хвисьюка мета була настільки важливою, що він переїхав для навчання і роботи зі сім'єю у Харків, жертвуючи побутовими зручностями. Цей проект був ним блискуче втілений в життя, про що всім відомо. Харківська школа хірургії хребта відома далеко за межами України. Такі приклади свідчать, що джерелом видатних і значущих наукових проектів були окремі особистості. Вони відіграли роль детонатора, після чого наукова спільнота зрозуміла, що це потрібно, воно має перспективу, і почали з'являтися наукові роботи (дисертації) за окремими і конкретним питанням в межах проекту, які, до речі, не мали якихось спеціальних або додаткових джерел фінансування.

Дієвість та ефективність зазначених наукових проектів була також пов'язана з тим, що в їх основу був закладений принцип системного підходу на етапі визначення мети. Ще до того, як У. Р. Ешбі видав свою знамениту книгу «Введення в кібернетику» (1959), в якій вперше була озвучена теорія систем [23], наші попередники розуміли значення вибору об'єкту своїх досліджень і, по суті, скористалися методологічним принципом системного підходу. Вони визначили об'єктом вивчення процес регенерації опорних тканин живого організму після їх травматичного ураження, який є базисним (фундаментальним) для травматології і ортопедії. Найяскравішим прикладом системного підходу є докторська дисертація В. О. Маркса, про яку ми писали вище. Результатом стало встановлення ним базових закономірностей процесу формоутворення кісткової тканини, які існували в процесі філогенезу і діяли як в онтогенезі, так і в разі загоєння перелому. Знання законів формоутворення кістки необхідні для наукового обґрунтування методик заміщення її дефектів різного походження, що на сьогодні стало дуже актуальною темою. Це той напрям, який необхідно розробляти з позиції розуміння процесу регенерації кістки як біологічної системи з її механізмами самоуправління. Та наукова інформація щодо регенерації, яка здобута в Інституті, дає можливість для системного моделювання цього процесу в умовах, коли ми намагаємося наростити кісткову тканину в місці дефекту.

На завершення хотіли би звернути увагу ще на одне важливе питання: який термін відповідає суті наміру дослідника — «мета», чи «ціль»?

В україномовних наукових публікаціях, зокрема нашої спеціальності, використовують обидва варіанти. Чи є між ними різниця? Перший використовується виключно в українській мові і він означає «те, до чого хто-небудь прагне, чого хоче досягти; заздалегідь намічене завдання, задум». Ціль — це те, куди ми маємо влучити (пряме розуміння), або це мета, досягнення мети (переносне) [24]. У науці часто буває так, припускаєш одне а знаходиш інше. Ціль завжди одна, її можна досягти або ні. Тому цей термін можна використовувати тоді, коли мова йде про намір більш примітивного (конкретного) рівня, наприклад: просто описати певне явище або процес, виконати статистичну обробку і тому подібне. Отже, на наш погляд, термін «мета» прямо передає сутність наміру, в якій присутній момент невизначеності кінцевого результату і, відповідно, шлях до її досягнення може бути складним і довгостроковим. Це повністю відповідає ситуації наукового пошуку і є ідеальним для використання в науковій медичній термінології.

#### Висновки

На підставі досвіду діяльності ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» можна сформулювати декілька методичних принципів за якими обиралася мета перспективних наукових досліджень:

1. Визначення потенційно дієвої наукової мети відбувається у свідомості особи (ученого), яка наділена почуттям допитливості, здатна до теоретичного мислення і, яка опинилася перед необхідністю подолання проблеми, яка пов'язана з професійною діяльністю. Основними рушіями правильного вибору є наявність проблеми та рівень знань і риси характеру особистості. Мета зароджується насамперед у свідомості науковця одночасно з планом її здійснення і в цьому секрет ефективного планування наукової роботи.

2. Пріоритетним варіантом для науково-медичної установи є мета стратегічного спрямування, яка передбачає отримання фундаментальних знань про біологічні процеси, що задіяні в патогенезі різних уражень і захворювань, які мають закономірний характер і можуть розглядатися як самокеровані системи. Для досягнення такої мети необхідний тривалий час. Для її реалізації необхідно побудувати комплекс окремих взаємно пов'язаних теоретично-експериментальних і прикладних робіт, в яких також визначити мету та цілі, але другого (нижчого) порядку.

3. Обираючи мету необхідно ідентифікувати й окреслити об'єкт наукового дослідження як біологічну систему з її елементами, зв'язками та цільовим призначенням.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Вивчення мети перспективних наукових досліджень інших галузей ортопедії та травматології.

Інформація про фінансування. Жодних вигід у будь-якій формі отримано не буде.

Внесок авторів. Корж М. О. — обґрунтував доцільність дослідження, розробив його методику; Попсушпак А. К. — обґрунтував доцільність дослідження, розробив його методику; досліджував й аналізувала результати, написав текст статті; Леонтєва Ф. С. — розробила методику дослідження, Федотова І. Ф. — проаналізувала й сформулювала висновки й список літератури; Овчинников О. М. — написання тексту, коригування й аналіз.

#### Список літератури

1. Methodology for clinical research. International bioethics study group / Kiani A. K., et al. : *Journal of preventive medicine and hygiene* : 63(2 Suppl 3), 2022. E267-E278. <https://doi.org/10.15167/2421-4248/jpmh2022.63.2S3.2769>
2. Practical Review of Clinical Research Methodology and Statistics for the Orthopaedic Surgeon / Fabricant P. D., Mange T. R., Beber S. A., Bram J. T. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* : 33(15), 2025. p. 804-814. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-24-01535>
3. Samsonov V. V., Silvestrov A. M., Tachynina O. M. *Metodolohiia naukovykh doslidzhen ta pryklady yii vykorystannia: Navch. posibnyk*. Kyiv : NUKhT, 2022. 385 s.
4. Simenach B. I. *Metodolohiia upravlinnia naukovoiu diialnistiu na etapi teoretyzatsii medychnoi nauky (na modeli ortopedychnoi artrolohii)*. Kharkiv, 2011. 104 s.
5. *Zakon Ukrainy pro naukovu i nauково-tekhnichnu diialnist.* <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/848-19#Text>
6. Wegner K. F. *Closed fractures of the diaphysis of the femur* : Doctoral dissertation. Kharkiv, 1914.
7. Sytenko M. I. *Orthopedics and Traumatology. Selected Works.* Edited by A. A. Korzh and Professor E. Ya. Pankov. Kyiv : Naukova dumka, 1991.
8. Zaychenko I. L. *Elements for constructing control over the development of the regenerative process of bone tissue and tissues in general*. Lviv : Zdorovya, 1958.
9. Zaichenko K. I., Zaichenko, O. K. *Rol kharkivskoi shkoly ortopedii v zhytti ta diialnosti profesora Zaichenka Illi Leontiiovycha (07.03.1896 — 15.06.1964)* : *Ortopediia travmatolohiia ta protezuвання*: № 1, 2017. s. 98-103.
10. Novachenko N. P. *Vascularization of transplanted bone (experimental study)* : State Medical Publishing House. Kyiv, Kharkiv, 1946. 205 p.
11. Marks V. O. *Healing of closed fractures of tubular bones in humans and experimental animals* : Doctoral dissertation. Kharkiv, 1949.
12. Marks V. O. *Healing of a closed bone fracture* : Publishing House of the Academy of Sciences, 1962.
13. Korzh A. A., Belous A. M., Pankov E. Ya. *Reparative regeneration of bone* : *Meditina*, 1972.
14. Korzh A. A. *Heterotopic posttraumatic ossifications (clinical, morphological and experimental study)* : Doctoral dissertation. Kharkiv, 1961.
15. Popsuyshapka A. K. *Functional treatment of diaphyseal fractures of limb bones (clinical and experimental justification)* : Doctoral dissertation, 1991.

16. Lytvynshko V. O. Zakonomirnosti utvorennia kistkovoho reheneratu pislia diafizarnoho perelomu za umov funktsionalnogo likuvannia z vykorystanniam pruzhno-stiikoho ziednannia vidlamkiv : Doktorska dysertatsiia. Kharkiv, 2018.
17. Hryhoriev V. V. Vykorystannia biolohichnoi aktyvnosti autofibrynu pry khirurhichnomu likuvanni perelomiv : Kandydatska dysertatsiia. Kharkiv, 2020.
18. Tibia shaft fractures: costly burden of nonunions / Antonova E., Le T. K., Burge R., Mershon J. BMC Musculoskeletal Disorders : 14(1), 2013. doi:10.1186/1471-2474-14-42
19. Henry I. Miller Scientifically Illiterate America : Article Hoover Institution, 2017. <https://www.hoover.org/research/scientifically-illiterate-america>.
20. Talishinsky R.R. Homoplasty of large bone and joint defects : Doctoral dissertation, Kharkiv, 1967.
21. Zahriichuk I.D. Vchennia Platona pro idei yak konkretno-istorychne rozuminnia istyny. Visnyk Zhytomyrskoho derzhavnogo universytetu imeni Ivana Franka. Filosofski nauky : 2(86). Kharkiv, 2019. s. 92-100. [https://doi.org/10.35433/PhilosophicalSciences.2\(86\).2019.92-100](https://doi.org/10.35433/PhilosophicalSciences.2(86).2019.92-100)
22. Prodan A.I. The Components of Success (The Path and Achievements in Science of Professor Nikolai Ivanovich Khvisyuk). Kharkov, 2009. 96 p.
23. Yeshby U.R. Vvedenye v kibernetyku. Yzdatelstvo ynostranoi literatury, pod redaktsyei V.M.Uspenskoho, 1959. 396 s.
24. Slovnyk ukrainskoi movy. Kyiv: Vydavnychiy tsentr «Prosvita», 2012. 1320 s.

Стаття надійшла до редакції 02.12.2025	Отримано після рецензування 10.02.2026	Прийнято до друку 15.02.2026
---	---	---------------------------------

## MOTIVATIONAL FACTORS AND METHODOLOGICAL PRINCIPLES OF FORMING THE GOAL OF SCIENTIFIC RESEARCH

M. O. Korzh, O. K. Popsuishapka, F. S. Leontjeva, I. F. Fedotova, O. M. Ovchynnikov

- ✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-0489-3104>
- ✉ Olexii Popsuishapka, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: alexecorn@gmail.com; <https://orcid.org/0000-003-1893-2511>
- ✉ Frieda Leontjeva, PhD in Biol. Sci: alwisia@i.ua
- ✉ Inga Fedotova, MD, DMSci: ibolokadze@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0003-2069-7020>
- ✉ Oleg Ovchynnikov, PhD in Orthopaedics and Traumatology: mydisser83@gmail.com

УДК 617.3-051(477.63)Леонтьєва(092)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720262129-130>

12 травня 2026 р. виповнилося 80 років від дня народження та 55 років роботи в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» завідувачці відділом лабораторної діагностики та імунології з клініко-діагностичною лабораторією, кандидату біологічних наук, старшому науковому співробітнику Фриді Соломонівні Леонтьєвій.

Свою трудову діяльність Фрида Соломонівна почала у 1964 році старшим лаборантом наукової частини у Харківському проектному науково-дослідному інституті. У 1965 р. вона вступила до Харківського державного університету на біологічний факультет, який успішно закінчила у 1970 році за спеціальністю «біохімія». У 1971 р. Ф. С. Леонтьєва прийшла працювати до «Науково-дослідного інституту ортопедії та травматології ім. проф. М. І. Ситенка», пов'язавши своє життя з медичною наукою та практичною медициною. За цей час Фрида Соломонівна пройшла шлях від молодшого наукового співробітника до завідувачки відділом: 1971–1986 рр. — молодший співробітник лабораторії біохімії, 1986–1992 рр. — провідний науковий співробітник, з 1992 року по теперішній час — завідувачка відділом лабораторної діагностики та імунології з клініко-діагностичною лабораторією.

Фрида Соломонівна Леонтьєва проводила дослідження механізмів регенерації кісткової тканини під дією екзогенних факторів, вивчала вплив стресових чинників на розвиток патологічних процесів у кістковій і хрящовій тканинах.

Із часом коло наукових інтересів Леонтьєвої розширилося й на вивчення особливостей метаболізму сполучної тканини в разі різних ортопедичних захворювань, досліджень впливу різних фізичних і хімічних чинників на стан опорно-рухової системи, змін гемостазу за запальних процесів, розробку діагностичних алгоритмів попередження розвитку ускладнень під час лікування ортопедичних пацієнтів і впровадження їх у практику охорони здоров'я. За роки роботи в Інституті ювілярка розробила та впровадила в практику нові методи оцінювання стану сполучної тканини, які сприяли покращенню діагностики та лікування під час захворювань і ушкоджень хребта й суглобів.

У 1985 році вона успішно захистила дисертацію на здобуття ступеня кандидата біологічних наук на тему «Особливості обміну вуглеводно-білкових сполук і колагенових білків у разі дистрофічних процесів у тканинах хребта». У 1989 році рішенням ВАК колишнього СРСР їй було присвоєно звання старшого наукового співробітника.

Леонтьєва є автором понад 350 наукових публікацій, серед них 16 монографій і навчальних посібників, 23 авторських свідоцтва і патенти, під час створення яких ювілярка продемонструвала свої глибокі знання, аналітичний розум, здатність до нестандартних вирішень проблем.

Ф. С. Леонтьєва виступала як відповідальний виконавець багатьох науково-дослідних робіт, на цей час є консультантом чисельних кандидатських і докторських дисертаційних досліджень. Ювілярка протягом багатьох років співпрацює з провідними науковими виданнями («Ортопедія, травматологія і протезування», «Травма», «Лабораторна діагностика») як плідний автор, активний і уважний рецензент.

Леонтьєва користується заслуженою повагою не лише в Інституті, її ім'я добре відоме

й в інших лікарських закладах як міста Харкова, так і всієї України. Фрида Соломонівна приділяє значну увагу питанню підвищення якості лабораторних досліджень, виконанню внутрішнього та зовнішнього, у тому числі, міжнародного контролю якості, підготовці лабораторних підрозділів Інституту до планових акредитацій. Вона є постійним членом Харківської філії атестаційної комісії НАМН України з кваліфікаційної атестації лікарів, членом правління Харківського товариства клінічної лабораторної діагностики, членом ГО «Асоціація забезпечення якості лабораторної медицини».

Наукова спільнота високо цінує внесок Ф. С. Леонтьєвої в медичну науку: її неодноразово нагороджували почесними грамотами Президії НАМН України, Кабінету Міністрів України, Харківської обласної державної адміністрації, Держстандарту України, знаком Пошани НАМН України (медаль Агапіта Печерського).

Висококваліфікований фахівець, Фрида Соломонівна завжди щедро ділиться з молодими науковцями своїми глибокими знаннями і величезним досвідом. Уже багато років вона веде курс лекцій з проблем лабораторної діагностики в ортопедії та травматології для інтернів, лікарів та аспірантів. Її властиві прекрасні людські якості — доброта, щирість, чуйність, готовність прийти на допомогу. Вона — талановитий науковець, вдумливий вчитель, який невпинно творить, кожен день її життя позначений нестримним прагненням до пізнання нового. Усією своєю різнобічною науковою діяльністю Фрида Соломонівна продовжує і розвиває традиції харківської школи ортопедії.

Фрида Соломонівна — активний член профспілкового руху і багато років очолює ревізійну комісію Інституту.

Сердечно вітаємо Фриду Соломонівну з ювілеєм! Дякуємо за титанічну працьовитість, відданість науці, добре мудре слово. Бажаємо юві-

Коллектив ДУ «Інститут патології хребта і суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»

УДК 617.3-051(477.63)Стауде(092)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720262131-132>

29 травня 2026 р. виповнилося 60 років завідувачу відділення реабілітації ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», доктору медичних наук Стауде Володимирі Анатолійовичу.

Народився ювіляр в м. Харкові, батько був пілотом цивільної авіації, мати — викладачем у Харківському автотранспортному технікумі. У 1989 р. здобув вищу освіту у Харківському медичному інституті за спеціальністю «Лікувальна справа». Трудову діяльність Володимир Анатолійович розпочав у 1986 р. на посаді медичного брата реанімаційного відділення інституту терапії м. Харкова.

У 1990 р. після закінчення інтернатури з терапії невідкладних станів В. А. Стауде розпочав свій шлях на посаді лікаря лікувальної фізкультури у відділенні відновного лікування ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». У 2005 р. отримав спеціалізацію з ортопедії і травматології.

Під керівництвом талановитого вченого проф. О. І. Продана, вперше в Україні, Володимир Анатолійович почав займатися пролотерапією в разі дегенеративних захворювань хребта. За результатами цієї роботи у 2005 р. захистив кандидатську дисертацію на тему «Артифіціальна фібротизація

зв'язок у лікуванні дегенеративної нестабільності поперекових хребтових сегментів». Молодий науковець довів ефективність лікування дегенеративної нестабільності хребта шляхом впливу на зв'язки та м'які тканини хребта й уже з 2010 р., вперше в Україні, почав займатися проблемами крижово-клубових суглобів і попереково-тазового болю. Результати цієї роботи було впроваджено в докторській дисертації «Артроз крижово-клубових суглобів: патогенез, діагностика, прогнозування та лікування», захищеній у 2020 р. під керівництвом проф. М. О. Коржа, через 3 роки опубліковано монографію.

В. А. Стауде постійно підвищує свій науковий рівень і розширює практичний досвід. Він автор 128 наукових праць, численних монографій, 25 патентів України. Також науковець регулярно виступає з доповідями та бере участь у World Low back & pelvic pain congress, World Cossux symposium, ESPRM congress.

Починаючи з 2007 р. і по сьогодні ювіляр працює на посаді завідувача відділення реабілітації ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». Відділення, яке він очолює має більш ніж 50-річний досвід використання різних видів тракційного лікування, масажу та мануальної терапії за патології хребта, крижово-клубових і атланта-аксіальних й -окіпітальних суглобів. Діяльність Володимира Анатолійовича має різнобічний характер — це і м'язово-скелетні проблемами скронево-нижнечелюпних суглобів, і кокцигодина.

Розробка технології мануальної терапії патології куприка та її обґрунтування зумовили його вступ до Всесвітньої організації спеціалістів щодо лікування кокцигодинаї, де він єдиним представником від України.

Ювіляр нагороджений Почесними грамотами за багаторічну сумлінну працю, високий професіоналізм, особистий внесок в наукову й науково-організаційну діяльність ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (2007 р.), Президією Національної академії медичних наук України (2017 р.),

Харківською обласною державною адміністрацією (2026 р.).

Володимир Анатолійович у своїй науковій діяльності, ще з часів захисту кандидатської дисертації займається проблемами зв'язок та відновлення їхніх властивостей з метою відновлення опороспроможності тулуба, це обумовило вступ до Fascia research society в 2014 р., де він познайомився та плідно співпрацює з фахівцями різних спеціальностей медицини, які займаються цими питаннями. Є членом Europea society of physical and rehabilitation medicine з 2023 р., УАОТ з 2000 р. та Sacroiliac Joint Surgery and Related Research society з 2025 р.

Багатогранна наукова робота Володимира Анатолійовича Стауде відбувається й на базі відділення, де він проводить курси з навчання масажу для фізичних терапевтів і мануальної терапії для лікарів і фізичних терапевтів.

Відомий вчений плідно працює в складі багатьох комісій. Із 2023 р. і до сьогодні — вчений секретар спеціалізованої вченої ради зі спеціальності «ортопедії та травматологія» ДУ «ІПХС ім.

проф. М. І. Ситенка НАМН України». Із 2025 року член редакційної колегії журналу «Ортопедія, травматологія та протезування».

З 2023 по 2025 р. працював доцентом кафедри травматології, ортопедії, фізичної та реабілітаційної медицини Харківського національного медичного університета, з 2025 р. — професор кафедри реабілітації та здоров'я людини Львівського національного університета ветеринарної медицини та біотехнологій ім. С. З. Гжицького.

Цей ювілей — вагома життєва дата, яка є символом мудрості, професійного досвіду, відповідальності й поваги, здобутої багаторічною працею. Професіоналізм, відданість справі, принциповість і людяність є прикладом для колег і викликають щирі шану у співробітників.

Бажаємо Вам, щоб кожен день дарував міцне здоров'я, душевну гармонію, родинне тепло, підтримку близьких, а також нові приводи для радості й натхнення. Зичимо Вам невичерпної енергії, благополуччя, миру, добробуту й подальших професійних досягнень. Нехай багаторічний досвід, мудрість і життєва сила ще

Коллектив ДУ «Інститут патології хребта і суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»