

УДК 616.748:616.728.2-089.843](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872024224-32>

## Дослідження роботи м'язів, відповідальних за функціональність кульшового суглоба після ендопротезування з використанням латерального і переднього хірургічних доступів

С. Є. Бондаренко, Д. І. Серeda, О. Д. Карпінська

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

*Muscles that can be damaged during endoprosthesis are indicated. Objective. To study the features of muscle work to ensure walking function after hip arthroplasty depending on the surgical approach. Methods. The basis of the simulation is the basic OpenSim Gate2392 model. Six models were created that predicted the condition of the muscles of the lower limb in normal conditions, during coxarthrosis and after 6 and 12 months. after surgery with lateral and anterior approaches. The results. For lateral access in 6 months. after the operation, the adductor muscles responsible for stabilizing the pelvis in the single-support phase of the step and during the transfer of the foot do not work enough, while the hip flexor muscles (in the model, the rectus femoris muscle) take over the responsibility for the step, but with overvoltage. On the contrary, with the front approach, we observe a weakening of the flexor muscles, which leads to overstrain of the gluteal muscles and hip stabilizer muscles. After 12 months, the muscle strength normalizes for most of them to 90–95 % of the norm, a 2–3 times increase in the torque of the hip flexor muscles and hip stabilizer muscles is observed. Taking a normal step causes muscle strain. During the anterior approach, the foot is transferred during the phase, that is, when most of the muscles are involved. The rectus femoris muscle, which is the strongest of the muscles discussed in the paper, does the main work of moving the foot. In the case of possible damage to the rectus muscle during anterior access, even after a year there is a violation of its work — excessive overexertion and involvement of the reserves of other muscles. Conclusions. Mathematical modeling of the work of muscles that may be damaged during hip arthroplasty surgery, conditional muscle strength for 6 months. after the operation, they are not able to develop the necessary torque to take a normal step. For muscle strength, which in the model corresponded to 12 months, the muscles are able to perform a normal function regardless of surgical access, but their overstrain is observed. Keywords. Hip joint, muscle strength, walking pattern, lateral approach, anterior approach.*

*Наведено м'язи, які можуть бути ушкоджені під час ендопротезування. Мета. Вивчити особливості роботи м'язів для забезпечення функції ходьби після ендопротезування кульшового суглоба залежно від хірургічного доступу. Методи. В основі моделювання лежить базова модель OpenSim Gate2392. Створено шість моделей, які передбачали стан м'язів нижньої кінцівки в нормі, за коксартрозу та через 6 і 12 міс. після операції з латеральним та переднім доступами. Результати. За латерального доступу через 6 міс. після операції м'язи-аддуктори, відповідальні за стабілізацію таза в одноопорній фазі кроку та під час перенесення стопи працюють недостатньо, у той час м'язи-згиначі стегна (у моделі прямий м'яз стегна) беруть на себе відповідальність за виконання кроку, але з перенапруженням. Навпаки, за переднього доступу спостерігаємо послаблення м'язів-згиначів, що призводить до перенапруження сідничних м'язів і м'язів-стабілізаторів стегна. Через 12 міс. сила м'язів нормалізується для більшості з них до 90–95 % від норми, спостерігаємо перевищення в 2–3 рази крутного моменту м'язів-згиначів та м'язів-стабілізаторів стегна. Виконання нормального кроку викликає перенапруження м'язів. За переднього доступу зазнає фаза перенесення стопи, тобто коли залучено більшість м'язів. Прямий м'яз стегна, який є найсильнішим серед м'язів, які розглянуті в роботі, бере на себе основну роботу переносу стопи. У разі можливого ушкодження прямого м'яза під час переднього доступу, навіть через рік спостерігається порушення його роботи — надмірне перенапруження і залучення в роботу резервів інших м'язів. Висновки. Математичне моделювання роботи м'язів, які можуть бути ушкодженими під час операції ендопротезування кульшового суглоба, умовні сили м'язів на 6 міс. після операції не здатні розвинути необхідний крутний момент для здійснення нормального кроку. За сили м'язів, яка в моделі відповідала 12 міс., м'язи здатні виконати нормальну функцію незалежно від хірургічного доступу, але спостерігається їхнє перенапруження.*

**Ключові слова.** Кульшовий суглоб, сила м'язів, модель ходьби, латеральний доступ, передній доступ

## Вступ

Ходьба є найбільш природною локомоцією людини, яка відбувається в результаті складної координованої діяльності скелетних м'язів тулуба та кінцівок.

Основні м'язи, які використовуються під час ходьби, включають, а саме: чотириголовий м'яз та підколінні сухожилки, литковий, аддуктори стегна. Сідничні та м'язи живота також відіграють значну роль у рухах вперед. Сідничні м'язи, підколінні сухожилки, литковий і камбалоподібний м'язи є основними факторами підтримки та прогресування за будь-якої швидкості ходьби [15].

Під час ходьби та бігу стабілізацію таза, відведення та ротацію в кульшовому суглобі забезпечують відвідні м'язи стегна [3]. Вони стабілізують стегно у фронтальній площині під час перенесення ноги за ходьби, наприклад, правий відвідний м'яз працює, коли права нога знаходиться у фазі підтримки кроку, оскільки ліва кінцівка висувається вперед. Абдуктори правого стегна повинні забезпечувати адекватну силу скорочення, щоб таз не опускався вліво. Слабкість цих м'язів призводить до нестабільності таза під час ходьби або за спроби стояти на одній нозі [16].

Відведення стегна — це рух ноги від середньої лінії тіла. Ця дія використовується коли людина переміщується вбік, встає з ліжка, виходить із машини, під час ходьби, для підтримки ноги від падіння «у простір». До основних м'язів, які відводять стегно належать: середній сідничний та малий сідничний м'язи, натяг широкої фасції; до вторинних абдукторів стегна відносять грушоподібний, кравецький та верхні волокна великого сідничного м'язів [16].

У разі розвитку дегенеративних захворювань суглобів, м'язи поступово втрачають свою силу та здатність повноцінного скорочення, що впливає на якість рухової активності. Тому, у першу чергу, страждають відвідні м'язи стегна з розвитком привідної контрактури. Саме недостатність цих м'язів призводить до формування кульгавості, хворобливого нахилу таза й інших патологічних станів.

Одним із важливих показників якості ходьби є сила м'язів. Дегенеративні зміни в суглобах поступово призводять до її зниження. За коксартрозу зниження сили м'язів нижньої кінцівки може сягати від 10 % для м'язів гомілки і стопи до 60 % сідничних. Відновлення їхньої сили до 90 % від норми може тривати від року і більше [1, 11, 23]. Тому незалежно від способів хірургічного досту-

пу в разі ендопротезування кульшового суглоба, повне відновлення м'язів через рік не відбувається, більш того, під час операції травмується цілісність м'язів. Це може бути як сам м'яз, так і часткове його місце кріплення до кістки. І хоча сучасні методи органозбережних втручань призначені мінімізувати травматизацію м'язового апарата в зоні ендопротезування, але часткове порушення цілісності м'язів, все ж відбувається.

Латеральний та передній доступи є малотравматичними органозбережними операціями, за яких маса м'язів практично не ушкоджується. Під час доступу до кульшового суглоба відбувається розсування м'язів, яке є мінімальним впливом на їхню цілісність. Хоча за літературними джерелами [1, 7, 11, 23], повноцінне відновлення все ж гальмується.

Для повноцінної ходьби необхідно щоб м'язи створювали відповідний момент, який залежить від сили м'яза та його довжини, тобто здатність скорочення м'яза впливає на виникнення необхідного моменту у відповідній фазі кроку. У пацієнтів із коксартрозом скорочення сили м'язів призводить до зменшення моменту під час підйому стегна. Отже, після ендопротезування, у першу чергу, необхідно відновити силу м'язів.

У нашому дослідженні ми розглядаємо моменти, які створюють м'язи тазового пояса під час згинання кульшового суглоба, як основного його руху за ходьби. Вивчаємо м'язи, які можуть бути ушкоджені під час ендопротезування.

*Мета:* вивчити особливості роботи м'язів для забезпечення функції ходьби після ендопротезування кульшового суглоба за латерального та переднього доступів.

## Матеріал і методи

Для аналізу роботи м'язів під час ходьби в математичних моделях використовують схему м'язово-сухожилкового елемента (МСЕ) Хілла [26].

### *Умови для створення моделей*

М'язи кульшового суглоба, які розглядаються в роботі, можна згрупувати за їхніми функціями щодо рухів стегна за ходьби. Згиначі: *m. rectus femoris*, *m. psoas major*, *m. iliacus (iliopsoas)*. М'язи відведення стегна: *m. gluteus medius*, *m. tensor fascia latae*. М'язи внутрішньої ротації: *m. tensor fascia latae*, *m. gluteus minimus*. М'язи зовнішньої ротації: *m. gluteus maximus*, *m. quadratus femoris*.

*M. rectus femoris* (прямий м'яз стегна) разом із *m. iliopsoas* (клубово-поперековим м'язом) згинає стегно під час ходьби у фазі «зняття пальця», тобто коли пальці стопи відриваються від опори

й стопа переноситься вперед [19]. У разі зменшення сили згиначів стегна, відповідно пацієнт не здатен повноцінно перенести стопу. За значної втрати сили м'язів може спостерігатися від'ємний крок, тобто стопа не виходить за межі стопи протилежної кінцівки [30, 32]. Така особливість ходи часто спостерігається в людей похилого віку, коли зниження сили м'язів у разі дегенеративних захворювань суглобів ускладнюється віковими змінами в самих м'язах.

Під час ендопротезування, залежно від доступу, може частково порушуватися цілісність згиначів [6]. За переднього доступу — ушкоджуються сухожилки прямого м'яза стегна, а за обох доступів — *m. iliopsoas* (клубово-поперековий м'яз), сухожилок який прикріплений до малого вертлюга стегнової кістки [6, 17, 27].

Зважаючи на те, що за ендопротезування вказаними доступами м'язи задньої поверхні стегна (розгиначі) не травмуються, може спостерігатися значний дисбаланс у роботі м'язів згиначів і розгиначів.

*M. gluteus medius* (середній сідничний м'яз) — це великий віялоподібний м'яз, розташований у задній частині стегна, тягнеться від клубової кістки до проксимального відділу стегнової кістки. Його волокна сходяться в сухожилок, який прикріплений до латеральної поверхні великого вертлюга. Саме місце розташування сухожилка на великому вертлюзі робить цей м'яз уразливим під час виконання операції ендопротезування, особливо це стосується його передньої гілки. *M. gluteus medius* є основним двигуном відведення в кульшовому суглобі, його передня частина відводить, допомагає згинати та медіально обертати стегно [18, 24, 28]. М'яз відіграє вирішальну роль у підтримці стабільності таза у фронтальній площині. Він взаємодіє з іпсилатеральним натягувачем широкої фасції (TFL) та контралатеральним квадратним м'язом попереку. Цей м'язовий комплекс запобігає опусканню таза в сторону кінцівки під час фази перенесення над опорою. Коли кінцівка відривається від опори, таз, із цього боку, буде прагнути опуститися через втрату опори знизу. *M. gluteus medius* разом із TFL працюють, щоб підтримувати сторону таза, яка опускається, таким чином дозволяючи іншій кінцівці повертатися вперед для наступного кроку [21, 22]. Ризик ушкодження TFL у разі латерального доступу вищий [29].

Через своє розташування передня частина *m. gluteus medius* більше ушкоджується за переднього доступу, ніж за латерального. Це тверджен-

ня дійсно суперечливе, особливо під час аналізу клінічних джерел. Але за даними літератури, яка розглядає ушкодження м'язів на померлих людях після протезування, або під час проведення протезування на трупному матеріалі, є відомості про травмування передніх частин сідничних м'язів у разі переднього доступу, але більше не під час самого доступу, а за умов відокремлення головки стегнової кістки. Про можливість такого ушкодження повідомляє В. Т. Higgins зі співавт. [6], а також про високу ймовірність травмування передніх сідничних м'язів пише В. А. Lanting [14].

*M. gluteus minimus* (малий сідничний м'яз) [4] — м'яз відповідальний за внутрішню ротацію стегна та *m. quadratus femoris* (квадратний м'яз стегна) [12, 19], відповідальний за зовнішню ротацію. Вони обидва утримують стегно в балансі як під час стояння, так і перенесення стопи над опорою, тобто запобігають відхиленню стегна від лінії прогресії. Дисбаланс у їхній роботі призводить до порушення рівноваги через патологічне намагання стегна відхилитися назовні чи, навпаки в середину, що спричинює зниження рівноваги. За латерального доступу ушкоджується *m. gluteus minimus*, а переднього — *m. quadratus femoris* [6].

Отже, порушення в роботі будь-кого із цих м'язів, призведе до їхнього дисбалансу і зміни ходи. Операція ендопротезування хоча і сприяє стабілізації ходьби і поступовому відновленню сили м'язів, але саме вона супроводжується порушенням цілісності м'язів, чи їхніх сухожилків. Залежно від доступу, ушкоджуються різні м'язи, відповідно і відновлення після операції буде перебігати залежно від ушкодженої ділянки суглоба (рис. 1).

В основу моделювання покладено базову модель OpenSim [2] Gate2392 [10].

Було створено шість моделей: норма, без зміни встановлених у програмі параметрів м'язів [19], стан за коксартрозу — зі зниженням сили м'язів [1, 11, 32, 7, 23], стан м'язів за латерального та переднього доступів на 6 та 12 міс. після операції, сила м'язів до якої внесено зміни відповідно літературі [3, 4, 6, 7, 11–25, 28, 29] (табл.). Ми не знайшли прямих порівнянь ступеня ушкодження м'язів за різних доступів, а проведення мережевого метааналізу не входило в завдання цієї роботи. Тому показники щодо ступеня травмування взято умовно, під час розрахунків силу змінено на 10–15 % від рівня відновлення за умови їхнього неушкодження. Значення зміни сили м'язів мали значний розкид, тому для розрахунків обрано усереднені показники.



Визначали момент м'язів для виконання кроку правою кінцівкою. Для фаз кроку правою кінцівкою [15] в програмі OpenSim побудовано відповідну діаграму кутів згинання (рис. 2).

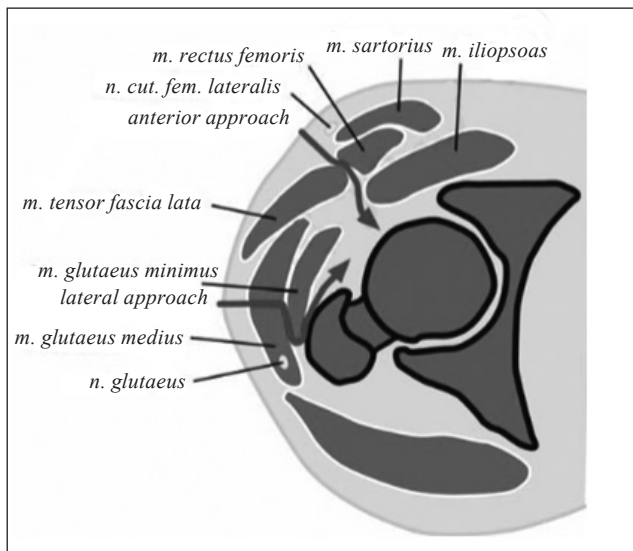


Рис. 1. Траєкторія доступів [9]: а) латеральний доступ (на рис. Lateral approach); б) передній доступ (на рис. Anterior approach)

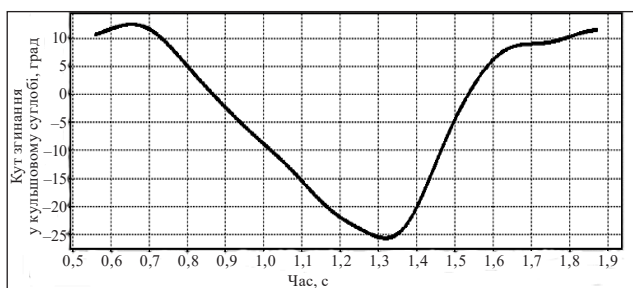


Рис. 2. Діаграма кутів згинання кульшового суглобу під час ходьби

### Результати

*M. rectus femoris* (прямий м'яз стегна) — це головний м'яз, відповідальний під час згинання стегна. Він працює практично впродовж усього кроку, але максимально задіяний у фазі виносу опорної кінцівки вперед та утримання стопи над поверхнею перед тим, як п'ятка торкнеться опори. Отже, в нормі (рис. 3, а, норма) спостерігаємо максимальний крутний момент, який розвиває м'яз у цій фазі кроку (з 0,6 до 0,75 с) та у фазі опори на кінцівку (0,85). Далі спостерігається робота м'яза лише як додаткової підтримки, й основну роботу в одноопорній фазі кроку виконують інші м'язи (у цій публікації не розглядаємо).

У разі втрати сили м'язів (від 15 до 30 %) унаслідок коксартрозу, за даними моделювання можна відмітити відсутність його активації у фазі перед опорою на п'ятку, тобто за втрати третини сили м'яз не здатен винести стопу вперед. Його активність під час опори на стопу зростає в порівнянні з нормою.

Як ми зазначали, прямий м'яз стегна працює у синергії з клубово-поперековим м'язом. Одночасна їхня робота дозволяє зберегти вертикальне положення тіла за ходьби.

Клубово-поперековий м'яз, який складається з двох частин — *m. psoas major* і *m. iliacus*, також втрачає силу в разі коксартрозу. *M. psoas major* може втратити від 15 до 30 %, *m. iliacus* — від 20 до 40 % своєї сили. За даними дослідження Т. Roth зі співавт. [25], втрата сили м'язів більше 40 % призводить до неможливості повноцінної ходьби. Єдиний спосіб отримати необхідну для виконання кроку силу, це зменшити довжину м'яза — важеля дії сили.

Таблиця

Розрахунок теоретичного відновлення сили м'язів через 6 та 12 міс. за різних доступів для ендпротезування кульшового суглоба

М'яз	Gait2392	Латеральний доступ				Передній доступ			
		6 міс.		12 міс.		6 міс.		12 міс.	
		%	розраховано	%	розраховано	%	розраховано	%	розраховано
<i>m. rectus femoris</i>	1 169					70	818,3	90	1052,1
<i>m. iliacus</i>	1 073	70	751,1	80	858,4	70	751,1	85	912,05
<i>m. psoas major</i>	1 113	60	667,8	70	779,1	60	667,8	80	890,4
<i>m. gluteus medius</i>	819	60	491,4	75	614,25	70	573,3	80	655,2
<i>m. gluteus minimus</i>	270	50	135,0	70	189,0	—	—	—	—
<i>m. gluteus minimus</i>	285	50	142,5	70	199,5	—	—	—	—
<i>m. gluteus minimus</i>	323	50	161,5	70	226,1	—	—	—	—
<i>m. quadratus femoris</i>	381	—	—	—	—	65	247,7	80	304,8
<i>m. tensor fascia latae</i>	233	50	116,5	70	163,1	55	128,2	75	174,75

Для прямого м'яза стегна та клубово-поперекового це можливо, якщо корпус буде нахилений вперед. Що і спостерігається у хворих на коксартроз.

Під час операції ендопротезування кульшового суглоба, прямий м'яз стегна може ушкоджуватися за переднього доступу, тому відновлення відбувається повільніше, ніж за латерального. Крутний момент, який розвиває *m. rectus femoris* після операції з латеральним доступом (рис. 3, б) помітно більше моменту в нормі (рис. 3, а), але пік активації припадає на другу половину фази перекату стопи (0,9–1,0 с), на відміну від норми, коли максимум активації виникає в середині одноопорної фази кроку (0,8–0,9 с). Через 6 міс. після операції з переднім доступом, активність прямого м'яза практично наблизилась до норми, але період активації помітно розтягнутий у часі, і спостерігається поява моменту збудження м'яза під час розгинання стегна у фазі відриву пальців стопи від опори (1,2–1,4 с). Загальна крива збудження м'яза після переднього доступу вище, ніж в нормі, на всьому періоді кроку.

Через 12 міс. прямий м'яз стегна відновлюється до 95 % від норми за умови його збереження, що спостерігається під час моделювання латерального доступу (рис. 3, в). Після переднього доступу відновлення м'яза менше — до 85–90 %, що впливає на рівень крутного моменту. За обох доступів нормалізується крутний момент у фазі опори на стопу (0,7–0,8 с). Різко, особливо після

латерального доступу, зростає крутний момент під час вертикального одноопорного стояння. Відновлюється активність м'яза під час виносу стопи вперед, але спостерігається його «тремор» внаслідок недостатності м'язової сили м'язів, які відповідають за ходьбу.

За результатами моделювання роботи клубово-поперекового м'яза (рис. 4, а) показано, що в моделі коксартрозу крутний момент знижений, у порівнянні з нормою приблизно на 10 % в максимумі. Пік моменту в моделі коксартрозу припадає на фазу відриву пальців стопи (1,25 с), а в нормі — на фазу кроку, коли загальний центр мас співпадає з центром ваги тіла (1,3 с), що може свідчити про порушення вертикальної постави тіла.

Ступінь ушкодження клубово-поперекового м'яза за латерального та переднього доступів не відрізняється, що обумовлює однакове зниження крутного моменту через 6 міс. після операції. Але на менший крутний момент *m. iliopsoas* у разі переднього доступу впливає зниження сили *m. rectus femoris* на 10 % на піку збудження (1,1–1,3 с).

Через 12 міс. після операції ендопротезування *m. iliopsoas* розвиває крутний момент у максимумі до 55 Нм, що менше за норму, але більше, ніж на період 6 міс. Відновлюється активність м'яза під час виносу стопи наперед, яка була відсутня

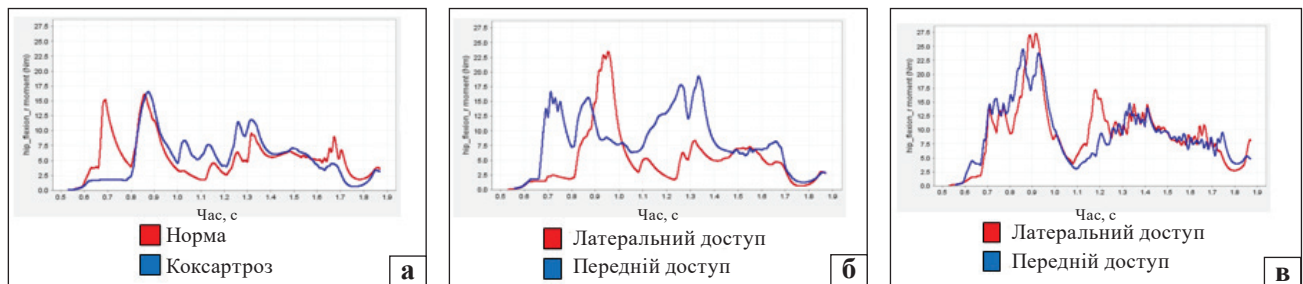


Рис. 3. Діаграма крутного моменту *m. rectus femoris*: а) у нормі та за коксартрозу; б) для розрахованої сили м'яза через 6 міс. після ендопротезування; в) для розрахованої сили м'яза через 12 міс. після ендопротезування



Рис. 4. Діаграма моделі крутного моменту *m. iliopsoas*: а) норма та за коксартрозу; б) для розрахованої сили м'яза через 6 міс. після ендопротезування; в) для розрахованої сили м'яза через 12 міс. після ендопротезування

на період 6 міс. Спостерігається помітний тремор м'яза, що свідчить про його напруження.

*M. gluteus medius* (середній сідничний м'яз, передня частина). У разі коксартрозу він втрачає від 15 до 25 % своєї сили. Ураховуючи, що це досить сильний м'яз, і навіть за втрати частки сили, залишається найпотужнішим серед усіх м'язів-аддукторів (табл.), тому саме він виконує основну роботу зі стабілізації таза під час ходьби. Крутний момент знижується (рис. 5, а) до 30 % у фазі перенесення стопи (1,25–1,4 с), і сягає свого максимуму в одноопорній фазі кроку (0,95–1,1 с). Проте спостерігається майже відсутність активності м'яза у фазі виносу стопи вперед (починаючи з 1,7 с). Нездатність м'яза розвинути необхідний момент для перенесення стопи (1,1–1,45 с) збільшує час цієї фази кроку.

До фази перенесення стопи активація м'яза однакова і знижена в порівнянні з нормою на 10–12 % за обох доступів. У фазі перенесення стопи, після переднього доступу спостерігається зона тривалого збудження (1,25–1,40 с). На 6 міс. після операції ендопротезування за обох доступів ушкоджений м'яз *m. gluteus medius* не здатен розвивати силу для повноцінного утримання кінцівки під час виносу стопи вперед, тобто збудження м'яза на фазі (1,6–1,7 с) не відбувається.

Через 12 міс. після операції середній сідничний м'яз для виконання кроку розвиває крутний момент, який вдвічі перевищує нормальне значення, причому за обох доступів. Максимум збудження припадає на фазу перенесення стопи (1,2–1,6 с). Помітний тремор м'яза свідчить про його перенапруження.

*M. tensor fascia latae* (TFL, натягувач широкої фасції) також відповідає за підтримку таза під час перенесення стопи й опори на одну кінцівку. Це свідчить, що зниження сили не може компенсувати анталогічна постава, крутний момент у моделі коксартрозу помітно знижений (рис. 6, а) і не перевищує 0,5 Нм упродовж усього кроку, крім фази одноопорного стояння, де збільшується до 1,8 Нм, тоді як у нормі в цю фазу кроку момент становить 4,5 Нм.

*M. tensor fasciae latae* має більший ризик ушкодження за латерального доступу. Через 6 міс. після операції ендопротезування з латеральним доступом, під час моделювання роботи м'яза, спостерігається відсутність періоду збудження у фазі опори на стопу (0,5–0,8 с) (рис. 6, б), і розвиток незначного, до 2,5 Нм крутного моменту у фазі опори на неї. Після операції з переднім доступом фіксується період збудження до 1,5 Нм у першій половині фази опори на стопу. За обох доступів крутний момент TFL знижений вдвічі в порівнян-

ні з нормою і залишається на рівні стану перед операцією (рис. 6, а).

TFL через 12 міс. відновлює свою роботу до 90 % від норми. Краще відновлюється м'яз за переднього доступу. На цей період спостерігається збільшення часу збудження у фазі опори на стопу — від 0,7 с до 1,0 с. М'яз працює з перенапруженням.

М'язи ротатори стегна *m. gluteus minimus* і *m. quadratus femoris* працюють як м'язи антагоністи, тобто активуються у різні фази кроку. Внутрішній ротатор *m. gluteus minimus* знижує активність у фазі перенесення стопи, тоді як *m. quadratus femoris*, навпаки, активується саме в цій фазі кроку.

*M. gluteus minimus* за коксартрозу може втратити до 60 % своєї сили, що знизить його крутний момент під час ходьби (рис. 7, а), у той час квадратний м'яз стегна знижує свою силу лише до 30 %, а враховуючи те, що він має малу довжину, момент, який він може розвивати буде помітно більшим, ніж у його антагоністів (рис. 6, а). Можливо саме цей дисбаланс сили м'язів викликає розвиток привідної контрактури у хворих на коксартроз.

*M. gluteus minimus* ушкоджується лише за латерального доступу. Під час моделювання було визначено, що через 6 міс. м'яз здатний розвивати крутний момент на 10 % більший за норму, але не у фазі виносу стопи вперед (1,6–1,8 с) (рис. 7, а, норма), а за умов опори на неї (рис. 7, б). Робота *m. gluteus minimus* за переднього доступу також порушується, значення крутного моменту збільшується на 15 % (рис. 7, б) від рівня до операції (рис. 7, а), але збудження триває на всій фазі опори на стопу і відсутнє під час виносу стопи вперед, як за латерального доступу. Це може свідчити про перевантаження м'яза.

Відновлення малих сідничних м'язів через 12 міс. після операції ендопротезування (рис. 5, в) призводить до збільшення крутного моменту вдвічі в порівнянні з нормою (рис. 7, а), причому як за латерального доступу, так і за переднього. Максимум крутного моменту припадає на фазу відриву пальців стопи від опори (1,45 с) (рис. 7, в). Наявність високочастотних піків на всій діаграмі кроку свідчить про перенапруження м'язів.

*M. quadratus femoris* ушкоджується за переднього доступу, але враховуючи його малий розмір, через 6 міс. він практично відновлюється, що і показано на рис. 8, б. Через 12 міс. після операції (рис. 8, в) крутний момент м'яза сягає нормального рівня, але його збудження тривають більший період часу — від 1,3 до 1,55 с, на відміну від норми — від 1,3–1,45 с у фазі перенесення стопи. М'яз перенапружений.



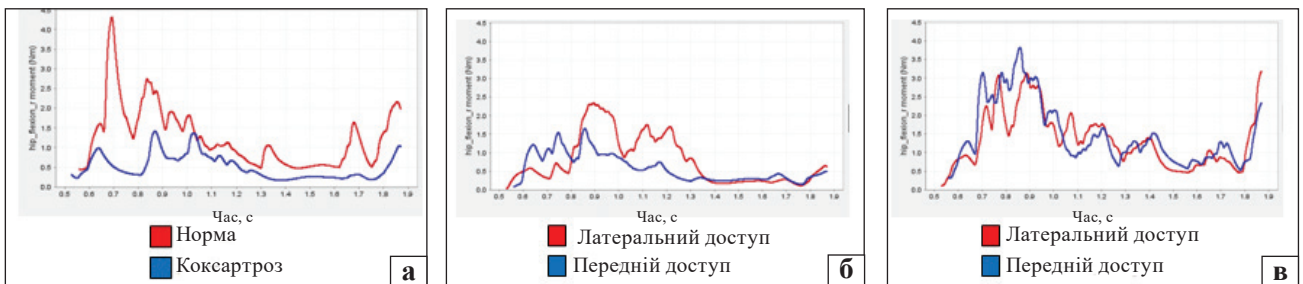
## Обговорення

За даним моделювання можна визначити, що за латерального доступу через 6 міс. після операції м'язи-аддуктори, відповідальні за стабілізацію таза в одноопорній фазі кроку та під час

перенесення стопи працюють недостатньо, у той час м'язи-згиначі стегна (у моделі — прямий м'яз стегна) беруть на себе відповідальність під час виконання кроку, водночас починають працювати з перенапруженням. Навпаки, за переднього доступу спостерігаємо послаблення м'язів-згиначів,



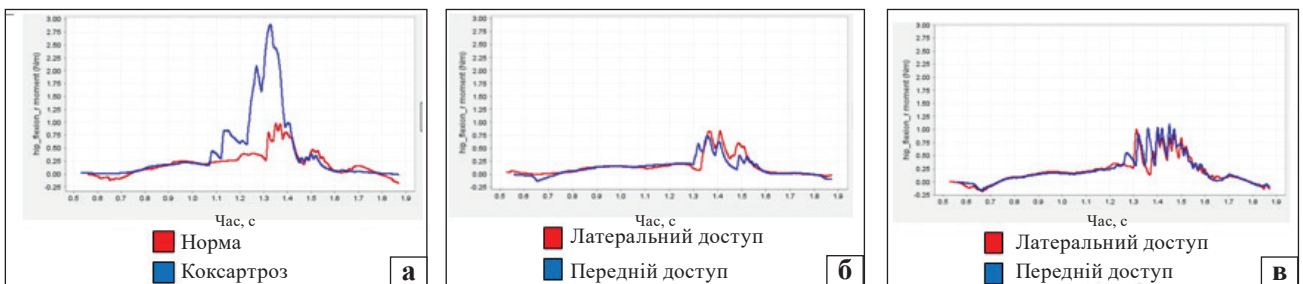
**Рис. 5.** Діаграма моделі крутного моменту *m. gluteus medius*: а) норма та за коксартрозу; б) для розрахованої сили м'яза через 6 міс. після ендпротезування; в) для розрахованої сили м'яза через 12 міс. після ендпротезування. \* Вектор сили м'яза направлений назад, тому на діаграмі дані мають від'ємне значення. Величину крутного моменту слід оцінювати за його модулем



**Рис. 6.** Діаграма моделі крутного моменту TFL: а) норма та за коксартрозу; б) для розрахованої сили м'яза через 6 міс. після ендпротезування; в) для розрахованої сили м'яза через 12 міс. після ендпротезування



**Рис. 7.** Діаграма моделі крутного моменту *m. gluteus minimus* (sum): а) норма та за коксартрозу; б) для розрахованої сили м'яза через 6 міс. після ендпротезування; в) для розрахованої сили м'яза через 12 міс. після ендпротезування



**Рис. 8.** Діаграма моделі крутного моменту *m. quadratus femoris*: а) норма та за коксартрозу; б) для розрахованої сили м'яза через 6 міс. після ендпротезування; в) для розрахованої сили м'яза через 12 міс. після ендпротезування

що призводить до перенапруження сідничних м'язів і м'язів-стабілізаторів стегна.

Через 12 міс., коли сила м'язів нормалізується для більшості з них до 90–95 % від норми, спостерігаємо перевищення в 2–3 рази крутного моменту м'язів-згиначів і м'язів-стабілізаторів стегна. Але намагання виконати нормальний крок, викликає перенапруження м'язів, що на діаграмах відображається низкою пікових перепадів напруження.

За переднього доступу основні проблеми виникають у фазі перенесення стопи, тобто коли залучено більшість м'язів. Прямий м'яз стегна, який є найсильнішим серед м'язів, які розглянуті в роботі, бере на себе основну роботу із перенесення стопи. У разі його можливого ушкодження за переднього доступу, навіть через рік спостерігається порушення його функціонування, як то надмірне перенапруження і залучення в роботу резервів інших м'язів. У роботі О. А. Тяжелова зі співавт. [31], показано, якщо вага пацієнта більше 100 кг, м'язи не здатні підтримувати рівновагу, тобто забезпечити повноцінний крок. Тому до операції ендопротезування переднім доступом у пацієнтів із зайвою вагою треба підходити обережно не лише через гігієнічні складнощі, через цю методику, а й з урахуванням можливості відновлення м'язів-згиначів стегна.

За латерального доступу є ризик ушкодження аддукторів стегна, які стабілізують таз під час ходьби. Проте за нормального функціонування м'язів-згиначів, їхня робота через рік стабілізується до норми, крім малих сідничних м'язів, які відповідальні за внутрішню ротацію стегна. Відновлення сідничних м'язів відбувається повільніше, ніж інших м'язів нижньої кінцівки. Тому цю їхню особливість треба враховувати під час реабілітаційних заходів після операції ендопротезування кульшового суглоба та рекомендацій щодо правил ходьби до повного відновлення м'язів.

У роботі ми намагалися відтворити ушкодження всіх можливих м'язів, але їхній стан не приводить до нестабільності моделі. Отже, це лише тенденція, яка в жодному разі не відображає реальний стан, який під час моделювання без урахування особливостей пацієнта відтворити неможливо.

## Висновки

Математичне моделювання роботи м'язів, які можуть бути ушкодженими під час операції ендопротезування кульшового суглоба, показало,

що умовні сили м'язів на 6 міс. після операції не здатні розвинути необхідний крутний момент для здійснення нормального кроку. За латерального доступу, найбільших змін зазнають латеральні м'язи у фазі відриву стопи від опори і перенесення її, а за переднього — м'язи, відповідальні за згинання стегна, тобто у фазі кроку, коли стегно зігнуто, а стопа висунута вперед.

За умов сили м'язів, яка в моделі відповідала 12 міс., вони здатні виконувати нормальну функцію незалежно від хірургічного доступу, але спостерігається їхнє перенапруження.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

- Bertocci, G. E., Munin, M. C., Frost, K. L., Burdett, R., Wassinger, C. A., & Fitzgerald, S. G. (2004). Isokinetic performance after total hip replacement. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(1), 1-9.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950.
- Ganderton, C., Pizzari, T., Harle, T., Cook, J., & Semciw, A. (2017). Gluteus medius, gluteus minimus and tensor fascia latae are overactive during gait in post-menopausal women with greater trochanteric pain syndrome. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20, e72. Available: [https://www.researchgate.net/publication/51823221\\_A\\_review\\_of\\_the\\_anatomy\\_of\\_the\\_hip\\_abductor\\_muscles\\_gluteus\\_medius\\_gluteus\\_minimus\\_and\\_tensor\\_fascia\\_lata](https://www.researchgate.net/publication/51823221_A_review_of_the_anatomy_of_the_hip_abductor_muscles_gluteus_medius_gluteus_minimus_and_tensor_fascia_lata)
- Greco, A. J., & Vilella, R. C. (2020). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Gluteus Minimus Muscle. In StatPearls. StatPearls Publishing.
- Hamm, K. (n. d.). Biomechanics of Human Movement [E-book]. <https://pressbooks.bccampus.ca/humanbiomechanics/>
- Higgins, B. T., Barlow, D. R., Heagerty, N. E., & Lin, T. J. (2015). Anterior vs. posterior approach for total hip arthroplasty, a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Arthroplasty*, 30(3), 419-434. doi:10.1016/j.arth.2014.10.020
- 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), e62109. doi:10.1371/journal.pone.0062109
- (2015). I Downloaded OpenSim: Now What? Introductory OpenSim Tutorial. GCMAS: Annual Meeting, Portland
- Ilchmann, T., Gersbach, S., Zwicky, L., & Clauss, M. (2013). Standard Transgluteal versus Minimal Invasive Anterior Approach in hip Arthroplasty: A Prospective, Consecutive Cohort Study. *Orthopedic reviews*, 5(4), e31. <https://doi.org/10.4081/or.2013.e31>
- John, C. T., Anderson, F. C., Higginson, J. S., & Delp, S. L. (2012). Stabilisation of walking by intrinsic muscle properties revealed in a three-dimensional muscle-driven simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.627560>
- Judd, D. L., Dennis, D. A., Thomas, A. C., Wolfe, P., Dayton, M. R., & Stevens-Lapsley, J. E. (2014). Muscle strength and functional recovery during the first year after THA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 472(2), 654-664.
- Kassarjian, A., Tomas, X., Cerezal, L., Canga, A., & Llopis, E.



- (2011). MRI of the quadratus femoris muscle: anatomic considerations and pathologic lesions. *AJR. American journal of roentgenology*, 197(1), 170–174. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.5898>
13. Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (2006). *Muscles: Testing and Function With Posture and Pain* (5<sup>th</sup> ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
  14. Lanting, B. A., Hartley, K. C., Raffoul, A. J., Burkhart, T. A., Somerville, L., Martin, G. R., Howard, J. L., & Johnson, M. (2017). Bikini versus traditional incision direct anterior approach: is there any difference in soft tissue damage? *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*, 27(4), 397–400. <https://doi.org/10.5301/hipint.5000478>.
  15. Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3243–3252
  16. Mansfield, P. J., & Neumann, D. A. (2018). *Essentials of kinesiology for the physical therapist assistant e-book*. Elsevier Health Sciences. Available: <https://www.sciencedirect.com/book/9780323544986/essentials-of-kinesiology-for-the-physical-therapist-assistant>
  17. Matta, J. M., Shahrdar, C., & Ferguson, T. (2005). Single-incision anterior approach for total hip arthroplasty on an orthopaedic table. *Clinical orthopaedics and related research*, 441, 115–124. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000194309.70518.cb>
  18. Mjaaland, K. E., Kivle, K., Svenningsen, S., & Nordsletten, L. (2019). Do Postoperative Results Differ in a Randomized Trial Between a Direct Anterior and a Direct Lateral Approach in THA? *Clinical orthopaedics and related research*, 477(1), 145–155. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000000439>
  19. Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. (2014). *Clinically oriented anatomy* (7<sup>th</sup> ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
  20. [Opensimconfluence.atlassian.net/wiki/pages/viewpageattachments.action?pageId=53086215&preview=%2F53086215%2F53092279%2FMuscleIsometricForces%202.pdf](https://www.atlassian.net/wiki/pages/viewpageattachments.action?pageId=53086215&preview=%2F53086215%2F53092279%2FMuscleIsometricForces%202.pdf)
  21. Palastanga, N., & Soames, R. (2012). *Anatomy and Human Movement: Structure and Function* (6<sup>th</sup> ed.). London, United Kingdom: Churchill Livingstone.
  22. Presswood, L., Cronin, J., Keogh, J. W., & Whatman, C. (2008). Gluteus medius: Applied anatomy, dysfunction, assessment, and progressive strengthening. *Strength & Conditioning Journal*, 30(5), 41–53. DOI: 10.1519/SSC.0b013e318187f19a
  23. Rasch, A., Bystrom, A. H., Dalen, N., Martinez-Carranza, N., & Berg, H. E. (2009). Persisting muscle atrophy two years after replacement of the hip. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 91(5), 583–588. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.91B5.21477>.
  24. Reiman, M. P., Bolgla, L. A., & Loudon, J. K. (2012). A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiotherapy theory and practice*, 28(4), 257–268. <https://doi.org/10.3109/09593985.2011.604981>
  25. Roth, T., Rahm, S., Jungwirth-Weinberger, A., Süess, J., Sutter, R., Schellenberg, F., Taylor, W. R., Snedeker, J. G., Widmer, J., & Zingg, P. (2021). Restoring range of motion in reduced acetabular version by increasing femoral antetorsion — What about joint load? *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 87, 105409. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105409>
  26. Shao, Q., Bassett, D. N., Manal, K., & Buchanan, T. S. (2009). An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 39(12), 1083–1088. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2009.09.002>
  27. Siccardi, M. A., Tariq, M. A., & Valle, C. (2023). *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Psoas Major*. In StatPearls. StatPearls Publishing.
  28. Supra, R., Supra, R., & Agrawal, D. K. (2023). *Surgical Approaches in Total Hip Arthroplasty*. *Journal of orthopaedics and sports medicine*, 5(2), 232–240. <https://doi.org/10.26502/josm.511500106>
  29. Zhao, G., Zhu, R., Jiang, S., Xu, N., Bao, H., & Wang, Y. (2020). Using the anterior capsule of the hip joint to protect the tensor fascia lata muscle during direct anterior total hip arthroplasty: a randomized prospective trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 21(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-3035-9>
  30. Strafun, S. S., Fishchenko, O. V., Moskovko, G. S., & Karpinska, O. D. (2018). Clinical studies of walking parameters of patients with coxarthrosis according to the GAITRite system. *Trauma*, 19(6), 56–61. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.19.2018.152221>
  31. Tyazhelov, A. A., Karpinsky, M. Yu., Yurchenko, D. A., Karpinska, O. D., & Goncharova, L. E. (2022). Mathematical modeling as a tool to study the function of pelvic girdle muscles in dysplastic coxarthrosis. *Trauma*, (1), 4–11. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.876>
  32. Tyazhelov, O. A., Karpinsky, M. Yu., Karpinsky, O. D., Branitsky, O. Yu., & Obeydat, Kh. (2020). Pathological postural patterns under conditions of long-term course of osteoarthritis of the joints of the lower extremities. *Orthopedics, traumatology and prosthetics*, (1), 26–32. <https://doi.org/10.15674/0030-59872020126-32>

Стаття надійшла до редакції 21.05.2024

## THE STUDY OF THE WORK OF THE MUSCLES RESPONSIBLE FOR THE FUNCTIONALITY OF THE HIP JOINT AFTER TOTAL HIP ARTHROPLASTY USING DIFFERENT SURGICAL APPROACHES

S. Ye. Bondarenko, D. I. Sereda, O. D. Karpinska

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Stanislav Bondarenko, MD, DSci in Orthopaedics and Traumatology: [bondarenke@gmail.com](mailto:bondarenke@gmail.com)

✉ Dmytro Sereda, MD: [ortsurgeon@gmail.com](mailto:ortsurgeon@gmail.com)

✉ Olena Karpinska: [helenkarpinska@gmail.com](mailto:helenkarpinska@gmail.com)