

Страфун С.С.¹, Фіщенко О.В.², Карпінська О.Д.³

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

²Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова МОЗ України, м. Вінниця, Україна

³ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Моделювання ходьби зі зменшеною довжиною плеча дії абдукторів стегна

Резюме. Актуальність. Однією з частих особливостей ендопротезування кульшового суглоба є недотримання довжини плеча дії абдукторів стегна протезованого суглоба порівняно з контралатеральним. Різниця у довжині плеча дії абдукторів стегна протезованого та контралатерального суглобів може сягати 40 мм. Особливості біомеханіки пересування таких хворих вивчено недостатньо. **Мета.** На математичній моделі оцінити вплив зменшення довжини плеча дії абдукторів стегна на параметри ходи пацієнтів після ендопротезування. **Матеріали та методи.** Моделювання проводили за допомогою програмного комплексу Open Sim. За базову модель була взята 3D-комп'ютерна модель gait2392_simbody.osim з 23 ступенями вільності у скелетно-м'язовій системі людини. Немасштабована версія моделі являє собою об'єкт зросту 1,8 м і має масу 75,16 кг. З метою створення моделі для аналізу ходьби у хворих після ендопротезування кульшового суглоба нами було проведено модифікацію базової моделі, а саме зміну форми стегнової кістки, при якій нормальна головка була замінена протезом із заданими параметрами. Зміну довжини плеча дії абдукторів стегна регулювали через укорочення шийки ендопротезу. **Результати.** Було проаналізовано роботу м'язів на протезованій кінцівці при двох варіантах зменшення довжини плеча дії абдукторів стегна та при нормальній довжині. Вкорочення довжини плеча дії абдукторів стегна становили 10 та 20 мм. Встановлені можливості окремих м'язів розвивати необхідні зусилля для забезпечення нормальної ходи в умовах зменшеної довжини плеча дії абдукторів стегна. **Висновки.** Проведене моделювання ходьби при асиметричному вкороченні довжини плеча дії абдукторів стегна показало, що навіть незначне (до 10 мм) його зменшення призводить до втрати спроможності м'язів розвивати необхідну силу для здійснення тих чи інших рухів. Найбільш уразливі при ходьбі фази одноопорного стояння та перекату стопи на пальці. В ці моменти м'язи втрачають спроможність розвивати необхідну силу до 40 %. Найбільш уразливі довгі м'язи, що відповідають за підйом ноги, та група м'язів, які покликані забезпечити рівновагу при одноопорній фазі руху. **Ключові слова:** кульшовий суглоб; ендопротезування; абдуктори стегна

Вступ

Відновлення вертикальної ходи є кінцевою метою лікування будь-якого ушкодження опорно-рухової системи людини. Кількість ушкоджень та захворювань кульшового суглоба становить 8,1 % серед усієї патології опорно-рухової системи [1]. Найбільш ефективними на сьогодні є оперативні методи лікування, за даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, у світі щороку виконується 1,5 млн тотальних заміщень кульшового суглоба. Кількість операцій у світі за останні роки збільшилася на 80 % [2–5]. Беручи до уваги дані світової статистики, щорічно потребують протезування суглобів від 500 до 1000 хворих на 1 млн населення, для

України такий показник становить 25–40 тисяч хворих щороку [6, 7].

Незважаючи на постійну зростаючу кількість операцій ендопротезування та моделей ендопротезів, ми бачимо й одночасне зростання кількості ускладнень після ендопротезування. Ускладнення при ендопротезуванні кульшового суглоба залежать не тільки від початкового стану кульшового суглоба, а й обумовлені частою відсутністю чіткого алгоритму при плануванні операції [8]. Однією з частих особливостей ендопротезування кульшового суглоба є недотримання довжини плеча дії абдукторів (ДПДА) стегна протезованого суглоба порівняно з контралатеральним. Різниця у ДПДА стегна

протезованого та контралатерального суглобів може сягати 40 мм [9]. І якщо якість протезування у хворих оцінюють переважно рентгенометрично чи за допомогою опитувальників якості життя, то дослідження особливостей біомеханіки пересування таких хворих вивчено недостатньо.

Мета роботи: на математичній моделі оцінити вплив зменшення ДПДА стегна на зміну сили м'язів при ходьбі пацієнтів після ендопротезування.

Матеріали та методи

На базі атестованої лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. М.І. Ситенка НАМН України» було проведене математичне моделювання ходьби людини в умовах зменшення ДПДА стегна. Моделювання проводили за допомогою програмного комплексу OpenSim.

OpenSim — це програмна система з відкритим кодом для біомеханічного моделювання та аналізу. Система надає широко доступні інструменти для проведення досліджень біомеханіки та науки про рух.

OpenSim дозволяє проводити широкий спектр досліджень, включаючи аналіз динаміки ходьби, моделювання хірургічних процедур, аналіз навантажень, анімацію руху людини та тварин тощо. Програмне забезпечення виконує аналіз зворотної динаміки і моделювання динамічної динаміки. OpenSim є однією з флагманських програм від Simbios — Центру біомедичних обчислень NIH у Стенфордському університеті. Заснована в 2004 році, Simbios надає провідні програмні та обчислювальні інструменти для фізикоорієнтованого моделювання та моделювання біологічних структур. OpenSim був розроблений, щоб просунути дослідження біомеханіки, забезпечуючи загальну основу для розслідування і транспортний засіб для обміну складної кістково-м'язової моделі [10].

За базову модель для аналізу роботи м'язів у хворих зі зменшеною ДПДА стегна була взята 3D-комп'ютерна модель gait2392_simbody.osim з 23 ступенями вільності у скелетно-м'язовій системі людини (рис. 1а). Модель Gait2392 має 76 м'язів нижніх кінцівок і тулуба. Модель була створена Д. Теленом (Університет Вісконсин-Медісон) та А. Сет, Ф.К. Андерсон і С.Л. Делп (Стенфордський університет) [11–13].

Немасштабована версія моделі являє собою об'єкт зросту 1,8 м і має масу 75,16 кг.

З метою створення моделі для аналізу ходьби у хворих після ендопротезування кульшового суглоба нами було проведено модифікацію базової моделі, а саме зміну форми стегнової кістки, де нормальна головка була замінена ендопротезом із заданими параметрами. Зміну ДПДА стегна регулювали внаслідок скорочення шийки ендопротеза. Збудований новий геометричний об'єкт був підключений до моделі (рис. 1б).

Було проаналізовано роботу м'язів на протезованій кінцівці при двох варіантах зменшення ДПДА стегна та при нормальній (початковій) довжині. Маса тіла моделі була 75,16 кг, вкорочення ДПДА стегна становили 10 та 20 мм. Відомо, що вже вкорочення на 6 мм при-

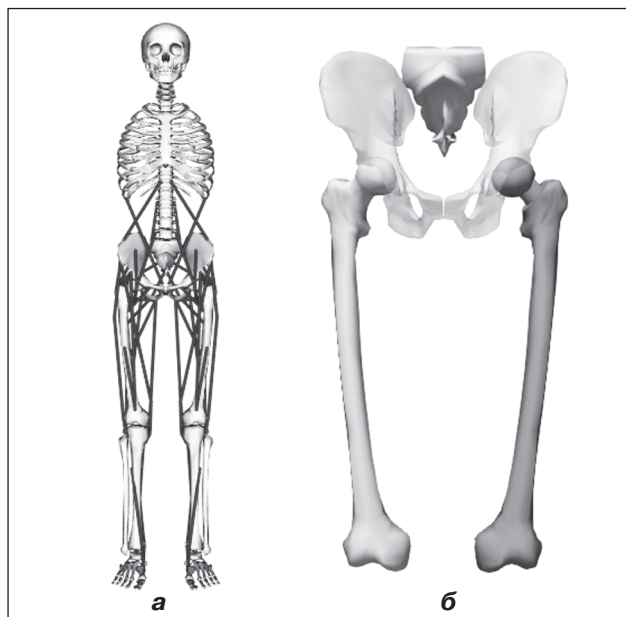


Рисунок 1. Елементи для аналізу ходьби в системі OpenSim: а) базова модель; б) модифікована модель: нормальна та протезована (темна) кінцівки в моделі, що аналізується

зводить до зміни параметрів ходьби [14], але за нашими даними виявлено доволі багато випадків, коли різниця у ДПДА була понад 10 мм, а у деяких дуже складних випадках — і понад 20 мм. Тому було обрано ці два варіанти вкорочення шийки ендопротеза.

З метою створення відповідних умов для моделювання та аналізу ходьби людини зі зменшеною ДПДА стегна було використано інструменти трансформації та аналізу, що входять у стандартний пакет OpenSim. Для моделювання вкорочення ДПДА стегна було змінено координати орієнтації стегна у вертлюжній западині. Для моделювання ходьби було застосовано алгоритм інверсної кінематики та інверсної динаміки. Для аналізу силових характеристик м'язів було застосовано алгоритми Computed Muscle Control.

Відзначимо, що модель імітує тільки зменшення ДПДА стегна і не враховує вкорочення кінцівки та наявність больових синдромів, які можуть спотворювати ходьбу.

Основні геометричні дані модифікованої моделі OpenSim, яку використовували у дослідженні: модель складається з 7 основних сегментів — таза, стегнової кістки, колінної чашки, великої та малогомілкової кісток, таранної кістки та стопи (п'яткової, човноподібної, кубоподібної, клиноподібної та плеснових кісток та пальців). Моделі суглобів нижньої кінцівки визначені відносно рухів цих сегментів.

Тазостегновий суглоб має 3 ступеня вільності — рухомість у передньо-задньому напрямку, відведення у бік (перпендикулярно першому напрямку) та обертання навколо вертикальної осі, що забезпечує поворот усієї ноги (стопа розгорнута вперед та убік). Перелічені рухи обмежуються зв'язками. При кожному кроці кін-

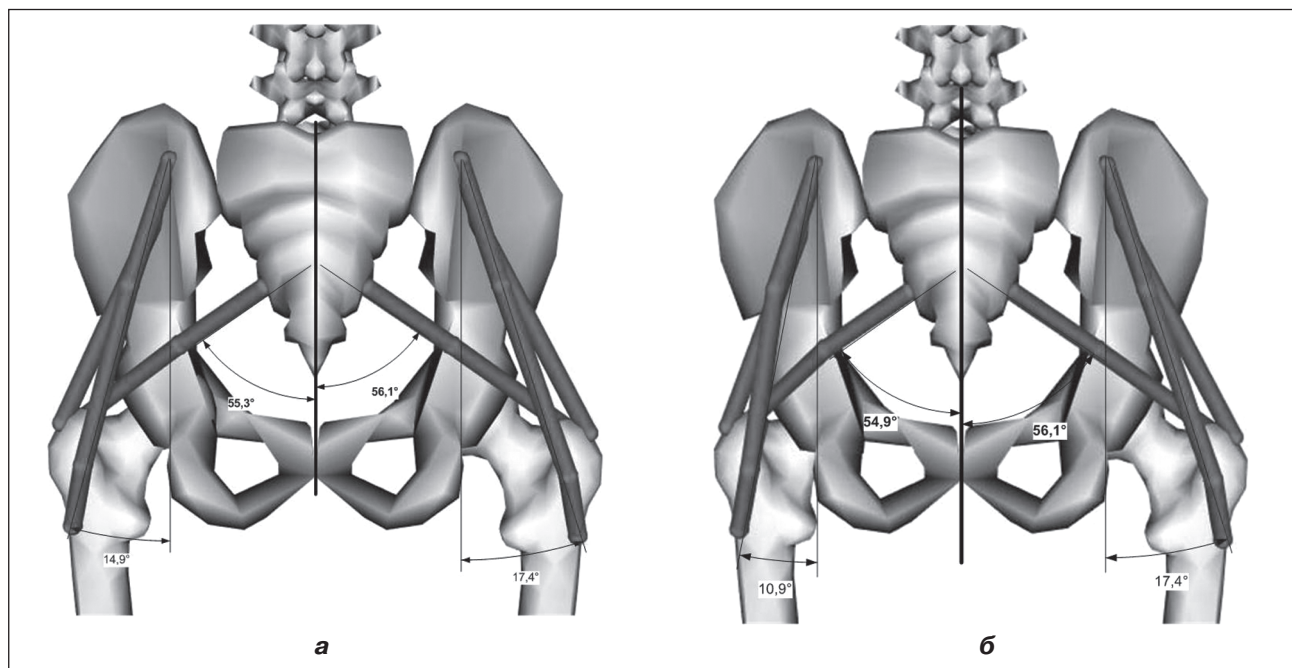


Рисунок 2. Зміна просторової орієнтації м'язів *m. Periformis* та *m. Gluteus maximus* після протезування лівої нижньої кінцівки: а) при зменшенні ДПДА стегна на 10 мм; б) при зменшенні ДПДА стегна на 20 мм

цівка, на яку спирається людина, повертається відносно таза приблизно на 57° , при цьому зчленована поверхня стегна (головка), радіус якої становить приблизно 2 см, ковзає по поверхні вертлюжної западини та проходить шлях, який приблизно дорівнює своєму радіусу — 2 см.

Відповідно до форми тазостегнового суглоба та стану оточуючих його тканин, максимальна амплітуда згинально-розгинальних рухів становить 140° , приведення-відведення — 75° та ротація — 90° . При ходьбі амплітуда рухів, яка використовується суглобом, значно менша. Згинально-розгинальні рухи не перевищують $50\text{--}60^\circ$ при мінімальному обсягу приведення-відведення та ротації.

Результати та обговорення

При зменшенні ДПДА стегна відбувається зміна кута кріплення та довжини м'язів, особливо це помітно для м'язів задньої поверхні стегна: *m. Periformis*, *m. Gluteus maximus* та *m. Gluteus medius*, тобто це сто-

сується тих м'язів, які безпосередньо прикріплені до вертлюга стегнової кістки. Для м'язів передньої поверхні стегна зменшення ДПДА більш впливає на *m. Psoas major*. Всі перелічені м'язи мають доволі незначну довжину, тому і зміна плеча абдуктора впливає на їх просторову орієнтацію. Більш довгі м'язи *m. Tensor fasciae latae*, *m. Rectus femoris* та *m. Sartorius* практично не змінюють свою орієнтацію та довжину. Зміна геометричних і просторових параметрів м'язів залежить від величини плеча абдуктора стегна. На рис. 2 показано приклад зміни напрямку м'язів при зміні довжини плеча абдуктора стегна в статичній позі.

На даній моделі можна бачити, що при зменшенні ДПДА стегна м'язи зменшують кут приведення і, за правилами геометрії, довжину. І чим більше зменшується плече абдуктора, там більше зменшується кут приведення м'яза.

Розглянемо динаміку зміни довжини м'язів стегна при згинанні нижньої кінцівки під час ходьби (рис. 3).

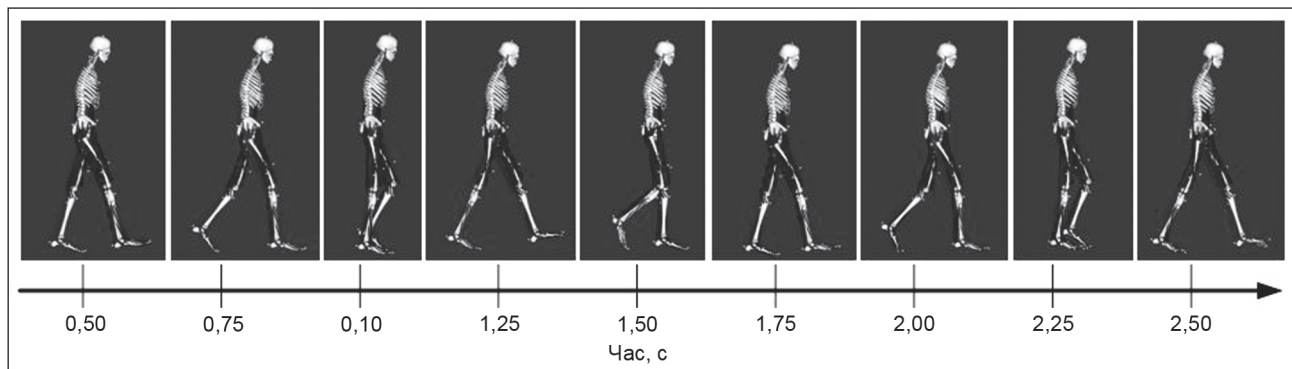


Рисунок 3. Відповідність фаз кроку та часової шкали

З наведеної діаграми видно відповідні фази кроку для кожного інтервалу часової шкали. Для кращого розуміння відзначимо основні фази кроку, що використовували в моделюванні:

0,67 с — торкання п'ятки правої стопи;
0,67–0,82 с — переكات стоп: правої — з п'ятки на повну опору, лівої — з повної опори на пальці;
0,82 с — відрив пальців лівої стопи;
0,82–1,14 с — повна опора на праву стопу, перенос лівої ноги;
1,14–1,27 с — перенос опори правої стопи на пальці;

1,27 с — торкання п'ятки лівої стопи;
1,31–1,50 с — переكات стоп;
1,50 с — відрив пальців правої стопи;
1,50–1,82 с — повна опора на ліву стопу;
1,82–2,02 с — перенос опори лівої стопи на пальці;
1,9 с — торкання п'ятки правої стопи;
2,04 с — відрив пальців лівої стопи.

При нормальній швидкості ходьби діапазон згинання кульшового суглоба становить від -15 до 25° . Кут згинання колінного суглоба не перевищує 60° . На серії діаграм (рис. 4) показані відносні зміни, ве-

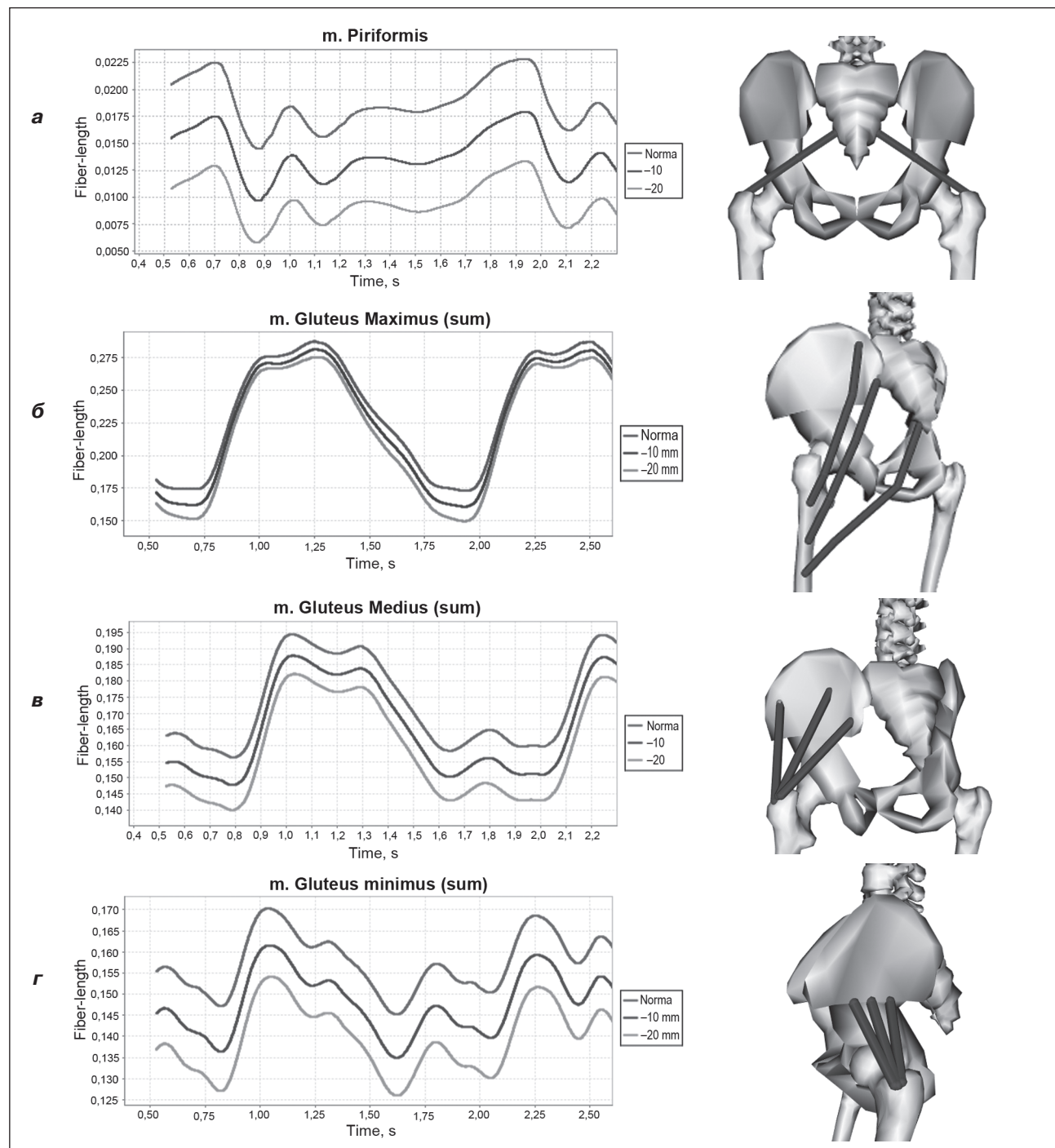


Рисунок 4. Відносне подовження коротких м'язів стегна

личину зміни довжини м'язів при різних кутах згинання суглобів у різні фази кроку, тобто при ходьбі максимальний кут відведення (-15°) та максимальний кут згинання (25°).

Проведений аналіз відносного подовження м'язів при ходьбі показав, що короткі м'язи більше зміню-

ють свої властивості, ніж довгі м'язи. В табл. 1 подано різницю у подовженні м'язів стегна при ходьбі при різних величинах зменшення ДПДА стегна відносно норми.

Як показав розрахунок змін подовження м'язів, найбільше зменшення ДПДА стегна впливає на *m. Piriformis*,

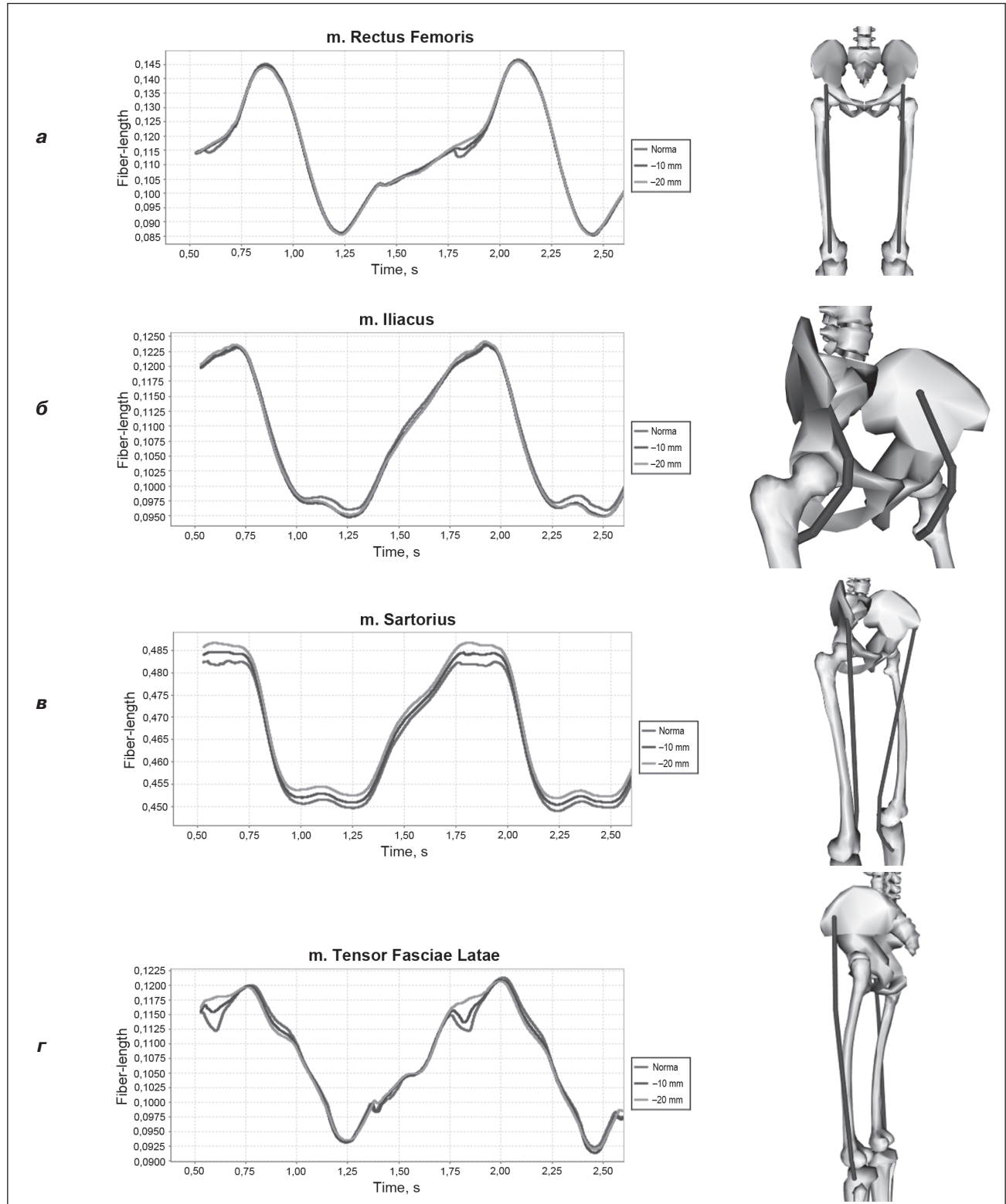


Рисунок 5. Відносне подовження довгих м'язів стегна

короткий м'яз, який бере участь в абдукції стегна та додатковій ротації стегна, функції, що найбільш страждають після хірургічних втручань на стегні. Зміна подовження цього м'яза сягає 22 % при вкороченні ДПДА на 10 мм та 44 % при вкороченні на 20 мм. Відзначимо, що функція *m. Piriformis* змінюється на всіх фазах ходьби.

Інші м'язи значно менше змінюють функцію подовження. Наприклад, *m. Gluteus minimus* зменшує подовження при ходьбі тільки на 5 % при зменшенні ДПДА стегна на 10 мм, на 9 % — при зменшенні на 20 мм. Всі три гілки *m. Gluteus minimus* беруть участь в абдукції стегна, *m. Gluteus minimus 1* — у флексії, а *m. Gluteus minimus 3* — в ротації. Цей м'яз також змінює свої властивості подовження в усіх фазах ходьби.

Зміни у подовженні при ходьбі *m. Gluteus medius* становлять близько 5,5 % при вкороченні ДПДА стегна на 10 мм і 10 % — при вкороченні на 20 мм. Найбільша зміна у функції подовження припадає на фазу повної опори на стопу та переكات з опори на п'ятку, на опору на плесні пальців, коли основна маса тіла сконцентрована у зоні плеснових кісток і пальців. Помітно незначне зміщення початку періоду розтягнення м'яза та видання зони реагування м'яза в останні секунди перед відриванням пальців стопи зі зменшенням довжини ДПДА; *m. Gluteus medius* повністю бере участь в абдукції стегна, *m. Gluteus medius 1* — у флексії та частково у ротаційних рухах.

Час максимальної різниці подовження *m. Gluteus maximus* при різних ДПДА стегна припадає на зону повної опори та переносу маси тіла на зону плеснових кісток. Різниця у подовженні становить 7 та 11 % для зменшення ДПДА стегна на 10 та 20 мм відповідно. Цей м'яз частково бере участь в абдукції стегна (*m. Gluteus maximus 1*) та зовнішній ротації (*m. Gluteus maximus 2, 3*). Ротаційні рухи стегна виконує при розвороті стопи при її опорі, майже тому робота *m. Gluteus maximus* більш помітна при опорі на стопу.

Різниця у подовженні при ходьбі довгих м'язів не так помітна, але і тут є деякі особливості. Інтерес являє фаза кроку, коли максимальне навантаження припадає на плеснові кістки опорної стопи, тобто на час 1,8–1,9 с кроку. М'язи *m. Rectus femoris*, *m. Tensor fasciae latae* та *m. Sartorius* практично не мають різниці у величині подовження під час ходьби, але у момент навантаження плеснових кісток ці м'язи збільшують величину подовження тим більше, чим більше зменшення ДПДА стегна.

Для *m. Rectus femoris* відбувається збільшення подовження м'яза на 3 % при зменшенні ДПДА стегна на 10 мм та 4,5 % — при 20 мм; *m. Rectus femoris* відповідає переважно за флексію стегна. Для *m. Tensor fasciae latae* подовження збільшується на 1 % та 4,5 % — при зменшенні ДПДА на 10 та 20 мм відповідно; *m. Tensor fasciae latae* бере участь практично в усіх рухах стегнової кістки. Для *m. Sartorius* збільшення подовження відзначається на рівні 2,5–3,0 %. Цей м'яз відповідає за абдукцію та флексію стегна.

Внаслідок того, що означені м'язи не мають спільних точок кріплення з головою стегна, зміна ДПДА стегна не впливає на її функціональність; тільки необхідність підтримки рівноваги при опорі на плесні, коли залучені практично всі м'язи кінцівки, та незначна зміна кута дії м'яза дають такий результат зміни його подовження.

Окремо слід відзначити роботу *m. Iliacus psoas major*. Цей м'яз показує різницю у подовженні під час переносу кінцівки. Він залучається для флексії стегна. Різниця у подовженні не перевищує 2 %.

Розглядаючи вплив зменшення ДПДА стегна на функціональність м'язів, для подальшого аналізу будемо розглядати тільки *m. Piriformis*; *m. Gluteus maximus*; *m. Gluteus medius*; *m. Gluteus minimus*, тобто ті, що мають точки кріплення біля великого вертлюга.

Наступним кроком нашого дослідження стало вивчення величини активної сили, яку витрачають м'язи при ходьбі. Вивчали м'язи, що безпосередньо залу-

Таблиця 1. Збільшення довжини м'язів при ходьбі відносно статичної пози

М'яз		Норма	Зменшення на 10 мм	Зменшення на 20 мм	Час вимір., с
<i>m. Piriformis</i>	абс. %	0,0225 100	0,0175 22,2	0,0125 44,4	0,7
<i>m. Gluteus maximus</i>	абс. %	0,175 100	0,162 2,8	0,156 4,5	1,75–2,00
<i>m. Gluteus medius</i>	абс. %	0,165 100	0,156 5,5	0,148 10,3	1,8
<i>m. Gluteus minimus</i>	абс. %	0,170 100	0,162 4,7	0,155 8,8	1,1
<i>m. Rectus femoris</i>	абс. %	0,112 100	0,115 –2,7	0,117 –4,5	1,8
<i>m. Iliacus psoas major</i>	абс. %	0,965 100	0,951 1,5	0,95 1,6	1,25
<i>m. Sartorius</i>	абс. %	0,483 100	0,495 –2,5	0,498 –3,1	1,8
<i>m. Tensor fasciae latae</i>	абс. %	0,1125 100	0,1137 1,1	0,1175 4,4	1,8

чені в абдукції стегна, а саме: *m. Piriformis*, *m. Gluteus maximus 1*, *m. Gluteus medius*, *m. Gluteus minimus*. Через те, що *m. Gluteus medius*, *m. Gluteus minimus* повністю залучені в абдукцію стегна, досліджували сумарну силу, яку вони розвивають при ходьбі.

Як показали попередні дослідження, *m. Piriformis* найбільше реагує на зміну ДПДА стегна. Нижче наведено результат аналізу сили, яку витрачає м'яз при ходьбі (рис. 6).

Аналіз показав, що максимальну силу *m. Piriformis* розвиває при переносі стопи, тобто початок збудження м'яза припадає на момент опори на плеснові кістки та пальці ноги (0,80 с), збільшується при переносі стопи, у період, коли стопа переноситься вперед (0,80–1,31 с), далі йде період опускання стопи та опора на неї (1,31–2,0 с) — у цей період м'яз частково розвантажений. Із 2 с кроку м'яз знову починає збудження для виконання переносу стопи.

За даними аналізу, *m. Piriformis* зі зменшенням ДПДА стегна зменшує силу, яку необхідно розвивати для здійснення акту ходьби. Якщо при опорі на стопу (1,3–2,0 с) робота м'яза залишається приблизно на одному рівні (від 11 до 6 Н) і зменшення збудження м'яза відбувається на 30 % при зменшенні ДПДА стегна на 10 мм й на 50 % при зменшенні на 20 мм, то при переносі стопи навантаження помітно знижується — на 50 % при зменшенні ДПДА стегна на 10 мм та на 80 % — при зменшенні на 20 мм. Отже, виникає ситуація, при якій після протезування *m. Piriformis* постійно працює в послабленому режимі, що з часом призводить до його гіподинамії та нездатності до повноцінної роботи.

В абдукції стегна залучено *m. Gluteus maximus 1* (рис. 7).

Максимальне навантаження цього м'яза припадає на період опори стопи, тобто збудження починається в момент першого торкання п'ятки (1,27 с) й нарастає до 1,3–1,40 с у момент, коли м'яз приймає навантаження для підтримки рівноваги, потім йде зниження активності до 1,75 с — у цей період переважно працюють м'язи стопи, на 1,50 с починається період одиночної опори, який триває до 1,9 с, — відзначається збудження м'яза на початку цього періоду — від 1,50 до 1,75 с — переكات на плеснові кістки. На переكاتі стопи спостерігається збільшення активації м'яза зі зменшенням ДПДА стегна. Перед торканням п'ятки спостерігається незначне збудження м'яза, в цей момент стопа розгортається латерально, а *m. Gluteus maximus 1* бере участь у цьому русі.

М'яз *m. Gluteus medius* повністю залучений в абдукцію стегна, тому для його аналізу брали сумарну дію всіх його гілок (рис. 8).

Максимальне збудження *m. Gluteus medius* припадає на період опори стопи — від моменту торкання п'ятки (1,27 с) до моменту відриву пальців (2,00 с). Незначне збудження при переносі стопи пояснюється залученням м'яза в акти флексії, внутрішньої та зовнішньої ротації, екстензії. Як і інші м'язи стегна, для *m. Gluteus medius* відзначається зниження активації при здійсненні акту ходьби. Але разом із тим зі змен-

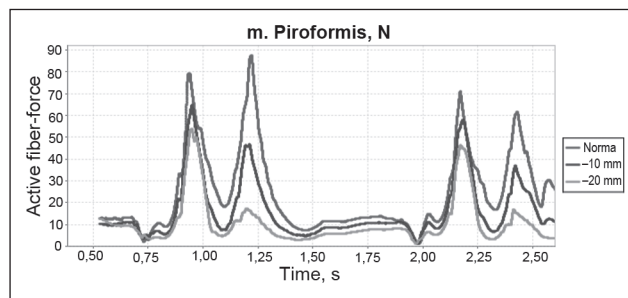


Рисунок 6. Графік активної сили, яку витрачає *m. Piriformis* при ходьбі, при різних величинах зменшення ДПДА стегна (ліва кінцівка)

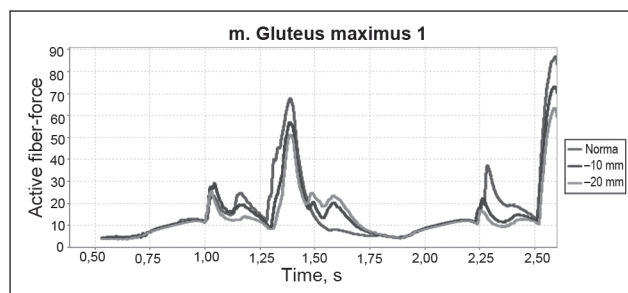


Рисунок 7. Графік активної сили, яку витрачає *m. Gluteus maximus 1* при ходьбі, при різних величинах зменшення ДПДА стегна (ліва кінцівка)

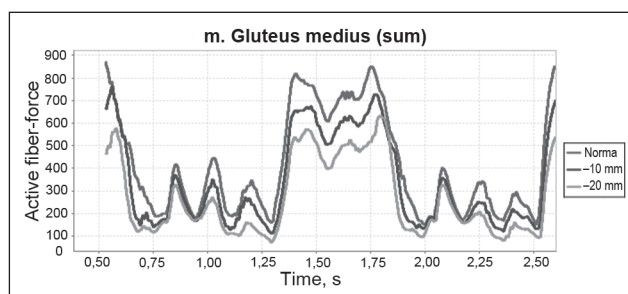


Рисунок 8. Графік активної сили, яку витрачає *m. Gluteus medius (sum)* при ходьбі, при різних величинах зменшення ДПДА стегна (ліва кінцівка)

шенням ДПДА стегна виникає зміщення періоду його збудження на більш пізній час (на 3–4 %) та, відповідно, і періоду збудження (на цю ж величину). Таке зменшення майже не суттєве, але у сукупності зі зростанням гіподинамії м'яза може призвести до поступової втрати сили м'яза. При переносі стопи різниця у збудженні м'яза незначна, більш помітна різниця при опорі на стопу, особливо у другій половині періоду опори — при опорі на плеснові кістки.

Час максимального збудження *m. Gluteus minimus* припадає на період опори на стопу, а саме при опорі на плеснові кістки (рис. 9).

Десь на 1,80 с максимальне напруження м'яза сягає 550 Н, але при зменшеній ДПДА стегна на цей час *m. Gluteus minimus* зменшує збудження тим менше,

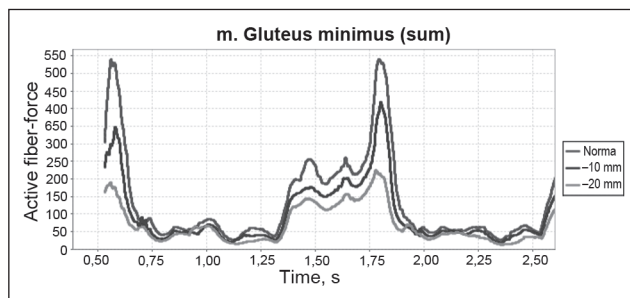


Рисунок 9. Графік активної сили, яку витрачає m. Gluteus minimus (sum) при ходьбі, при різних величинах зменшення ДПДА стегна (ліва кінцівка)

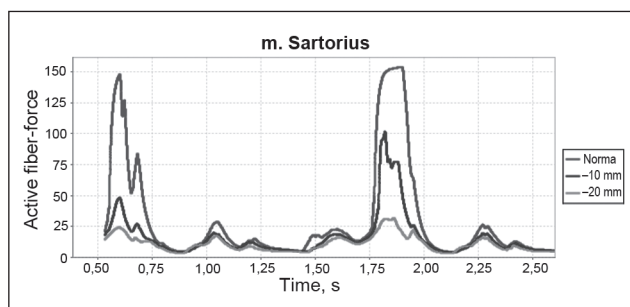


Рисунок 10. Графік активної сили, яку витрачає m. Sartorius при ходьбі, при різних величинах зменшення ДПДА стегна (ліва кінцівка)

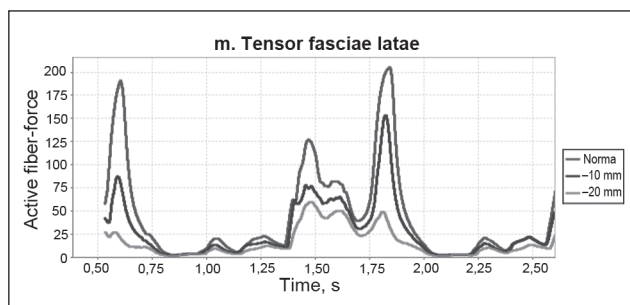


Рисунок 11. Графік активної сили, яку витрачає m. Tensor fasciae latae при ходьбі, при різних величинах зменшення ДПДА стегна (ліва кінцівка)

чим більше зменшено плече дії сил абдукторів стегна. При переносі стопи сила м'яза знаходиться у межах 50–70 Н і при цьому практично не залежить від ДПДА стегна. Зони короточасних збуджень під час переносу стопи пояснюються тим, що m. Gluteus minimus залучено в інших рухах стегна — флексії, зовнішній та внутрішній ротації, екстензії, тобто рухах, які здійснює стегно під час переносу стопи в акті ходьби.

Неочікувано веде себе m. Sartorius. Як було показано вище, цей м'яз практично не змінює свою довжину залежно від зміни ДПДА стегна. Але силові дослідження показали, що збудження цього м'яза сильно залежить від зміни довжини плеча дії м'яза (рис. 10). Згідно з аналізом силових характеристик м'язів, пік збудження m. Sartorius припадає на кінець опори на стопу — опо-

ру на пальці та плеснові кістки. Причому при нормальній довжині ДПДА стегна пік збудження припадає на момент відриву пальців (1,9 с) та першого торкання п'ятки протилежної стопи, а при зменшенні ДПДА стегна максимум збудження зміщується до часу опори на плесні (1,8 с).

Слід відзначити, що збудження m. Sartorius не перевищує 150 Н, а при зменшенні ДПДА стегна на 10 мм воно знижується вдвічі, при зменшенні на 20 мм стає практично незмінним на всьому періоді акту ходьби. Крім абдукції m. Sartorius відповідає за флексію стегна.

Збудження m. Tensor fasciae latae має два піки максимуму, що припадають на фазу опори стопи, — перший пік на 1,50 с кроку відповідає відриву пальців протилежної стопи, тобто початок одноопорної фази, та другий пік — опора на плеснові кістки та пальці (1,85 с кроку). Як показали дослідження зміни довжини м'яза при ходьбі, m. Tensor fasciae latae однаково змінює свою довжину при ходьбі при всіх величинах зміни ДПДА, але у випадку аналізу сили, яку витрачає м'яз на підтримку рівноваги при ходьбі, виявилися певні відмінності (рис. 11): m. Tensor fasciae latae розвиває максимальну силу до 200 Н, але зі зменшенням ДПДА стегна ця сила зменшується до 150 Н при зменшенні плеча на 10 мм і до 55 Н при зменшенні на 20 мм.

Крім абдукції m. Tensor fasciae latae залучено у флексії та зовнішній ротації стегна.

Отже, відзначимо, що у функцію ходьби залучені всі м'язи стегна, як ті, що безпосередньо мають сполучення з великим вертелом стегна, так і ті, що віддалені від нього і, на перший погляд, їх функціонування не залежить від зміни ДПДА стегна. Незважаючи на те, що при ходьбі деякі м'язи подовжуються практично однаково незалежно від довжини ДПДА стегна, сила, яку вони повинні розвивати для здійснення кроку, сильно змінюється, тобто м'язи не в змозі розвинути необхідну силу.

У табл. 2 наведено максимальні зусилля, що розвивають м'язи у різні фази кроку, та їх відношення у відсотках до нормальних значень.

Серед м'язів, які розвивають максимальні зусилля, — m. Gluteus medius (до 844 Н) та m. Gluteus minimus (до 540 Н), зі зменшенням ДПДА стегна вони втрачають спроможність розвивати повний обсяг зусилля під час опори на стопу до 40 % до необхідного (при зменшенні ДПДА стегна на 20 мм). Більш за все страждають від зменшення плеча дії абдукторів m. Sartorius і m. Tensor fasciae latae. Сила м'язів може знижуватися до 20 % від необхідного.

Дійсно, моделювання не враховує багатьох можливих ускладнень ендопротезування кульшового суглоба, таких як укорочення чи збільшення довжини оперованої кінцівки, наявність больового синдрому, кульгавості, контрактур інших суглобів, але може дати певні усвідомлення про вплив зміни ДПДА стегна при ендопротезуванні та наслідки, до яких вони можуть призвести.

Таблиця 2. Величина зміни активної сили м'язів при різній довжині ДПДА стегна

М'яз	Фаза кроку	Параметр	Зменшення ДПДА стегна		
			Норма	-10 мм	-20 мм
m. Piriformis	опора	знач.	86,8	45,7	16,4
		%	100	52,6	18,8
	перенос	знач.	11,7	8,3	5,9
		%	100,0	70,9	50,4
m. Gluteus maximus 1	опора	знач.	67,0	56,5	50,8
		%	100	84,3	75,8
	повна опора	знач.	7,3	19,8	23,2
		%	100	270,9	316,2
	перенос	знач.	7,2		
		%	100		
m. Gluteus medius	опора	знач.	844,5	722,1	630,2
		%	100	85,5	74,6
	перенос	знач.	437,3	341,3	257,7
		%	100	78,0	58,9
m. Gluteus minimus	опора	знач.	540,0	413,8	220,9
		%	100	76,6	40,9
	перенос	знач.	82,4	66,2	65,8
		%	100	80,33	79,8
m. Sartorius	опора	знач.	153,1	100,205	30,745
		%	100	65,4	20,1
	перенос	знач.	4,7	4,735	4,734
		%	100	99,9	99,9
m. Tensor fasciae latae	опора	знач.	202,8	151,3	47,6
		%	100	74,60	23,5
	перенос	знач.	19,9	13,6	9,505
		%	100	68,3	47,9

Висновки

Проведене моделювання ходьби при асиметричному вкороченні довжини дії плеча абдукторів стегна показало, що навіть незначне (до 10 мм) його зменшення призводить до втрати спроможності м'язів розвивати необхідну силу для здійснення тих чи інших рухів. Найбільш уразливі при ходьбі фази одноопорного стояння та перекачу стопи на пальці. В ці моменти м'язи втрачають спроможність розвивати необхідну силу до 40 %. Найбільш уразливі довгі м'язи, що відповідають за підйом ноги, та група м'язів, які покликані забезпечити рівновагу при одноопорній фазі руху.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Шапиро К.И. Социально-гигиеническая характеристика больных с заболеваниями тазобедренного сустава // Повреждения и заболевания тазобедренного сустава. — Л., 1983. — С. 62-64.

2. Abu-Amer L., Darwech J., Clohisy J.C. Aseptic loosen in gof total joint replacements: mechanisms under lying osteolysis and potential therapies // Arthritis Res. Ther. — 2007. — Vol. 9 (Suppl. 1). — S. 6.

3. Kreutzer J., Schneider M., Schiegel U. et al. Cemented total hip arthroplasty in Germany — an update // Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. — 2005. — Vol. 143, № 1. — P. 48-55.

4. Skutek M., Bourne R.B., Mac Donald S.J. International epidemiology of revision THR // Orthoped. Trauma. — 2006. — Vol. 20, № 3. — P. 157-161.

5. Filippenko V.A., Deduch N.V., Schkodovskaja N.Y. et al. Clinical and morphological aspects of aseptic loosening of the hip endoprosthesis // Orthop. Traumatol. Prosthetics. — 2009. — № 3. — P. 65-69.

6. Гайко Г.В., Поляченко Ю.В., Рибачук О.І. Стан та перспективи розвитку ендопротезування суглобів в Україні // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2000. — № 2(27). — С. 71-72.

7. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава / А.Е. Лоскутов. — Д.: Лира, 2010. — 344 с.

8. Вакуленко В.М. Предоперационное планирование полной замены тазобедренного сустава // Тезисы симпозиума «Эндопротезирование крупных суставов». — Москва, 17–19 мая 2000. — С. 12–13.

9. Тяжелов А.А. Клинико-биомеханическое обоснование и построение модели работы мышц, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза / Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Р.В., Фищенко В.А. // Травма. — 2017. — Т. 18, № 5. — С. 13–18.

10. Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 2007.

11. Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. / OpenSim:

Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 2007 November. — Vol. 54, № 11.

12. Thelen D.G. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults // ASME Journal of Biomechanical Engineering. — 2003. — Vol. 125(1). — P. 70–77.

13. Delp S.L., Loan J.P., Hoy M.G., Zajac F.E., Topp E.L., Rosen J.M. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 1990. — Vol. 37. — P. 757–767.

14. Amirouche F., Solitro G., Walia A. No effect of femoral offset on bone implant micromotion in an experimental model // Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. — 2016. — Vol. 102, Iss. 3. — P. 379–385.

Отримано 16.04.2018 ■

Страфун С.С.¹, Фищенко А.В.², Карпинская Е.Д.³

¹ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев, Украина

²Винницкий национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова МЗ Украины, г. Винница, Украина

³ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. М.И. Ситенко НАМН Украины», г. Харьков, Украина

Моделирование ходьбы с уменьшенной длиной плеча действия абдукторов бедра

Резюме. Актуальность. Одной из особенностей эндопротезирования тазобедренного сустава является несоблюдение длины плеча действия абдукторов бедра протезированного сустава в сравнении с контралатеральным. Разница в длине плеча действия абдукторов бедра протезированного и непротезированного суставов может достигать 40 мм. Особенности биомеханики ходьбы таких пациентов изучены недостаточно. **Цель.** На математической модели оценить влияние уменьшения длины плеча действия абдукторов бедра на параметры походки пациентов. **Материалы и методы.** Моделирование проводили с помощью программного комплекса OpenSim. В качестве базовой модели была взята 3D-компьютерная модель gait2392_simbody.osim с 23 степенями свободы в скелетно-мышечной системе человека. Немасштабированная версия модели представляет собой объект ростом 1,8 см, массой тела 75,16 кг. С целью создания модели для анализа ходьбы больных после эндопротезирования тазобедренного сустава нами была проведена модификация базовой модели, а именно изменение формы бедренной кости, где нормальная головка была заменена эндопротезом с заданными параметрами.

Изменение длины плеча абдукторов бедра регулировали за счет укорочения шейки эндопротеза. **Результаты.** Проанализирована работа мышц на протезированной конечности при двух вариантах уменьшения длины плеча абдукторов бедра и при нормальной длине. Укорочение длины плеча действия абдукторов бедра составило 10 и 20 мм. Определены возможности отдельных мышц развивать необходимые усилия для обеспечения нормальной походки в условиях уменьшенной длины плеча действия абдукторов бедра. **Выводы.** Проведенное моделирование ходьбы при асимметричном укорочении длины плеча действия абдукторов бедра показало, что даже незначительное (до 10 мм) ее уменьшение приводит к потере возможности мышц развивать необходимую силу для осуществления тех или иных движений. Наиболее уязвимы при ходьбе фазы одноопорного стояния и перекат стопы на пальцы. Наиболее чувствительны длинные мышцы, отвечающие за подъем ноги, и группа мышц, которые предназначены обеспечивать равновесие при одноопорной фазе движения.

Ключевые слова: тазобедренный сустав; эндопротезирование; абдукторы бедра

S.S. Strafun¹, O.V. Fischenko², O.D. Karpinska³

¹State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine

²M.I. Pirogov Vinnytsia National Medical University, Vinnytsia, Ukraine

³State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Walking simulation with reduced hip abductor moment arm

Abstract. Background. One of the features of hip arthroplasty is the non-compliance with the hip abductor moment arm of the prosthetic joint as compared to the contralateral one. The difference in the length of the hip abductor moment arm of prosthetic and non-prosthetic joints can reach 40 mm. The features of the walking biomechanics in these patients have not been studied enough. The purpose was to assess the effect of reducing the hip abductor moment arm on the parameters of gait after arthroplasty using mathematical model. **Materials and methods.** The simulation was carried out using the OpenSim software. The 3D computer model gait2392_simbody.osim with 23 degrees of freedom in the human musculoskeletal system served as a basic model. The non-scaled version of the model is a subject with 1.8 m of height and 75.16 kg of weight. To create a model for the analysis of patients' walking after hip replacement, we performed a modification of the basic model, namely, a change in the shape of the femur, where the normal head was replaced by an endopro-

thesis with specified parameters. The change in the hip abductor moment arm was regulated by shortening the neck of the endoprosthesis. **Results.** The function of the prosthetic limb muscles was analyzed with two options for reducing the hip abductor moment arm and in normal length. The shortening of the hip abductor moment arm was 10 and 20 mm. The possibilities of individual muscles to develop necessary efforts to ensure a normal gait in conditions of a reduced length of the hip abductor moment arm are determined. **Conclusions.** The performed walking modeling with an asymmetric shortening of the hip abductor moment arm showed that even a slight (up to 10 mm) decrease leads to a loss of the muscle ability to develop the necessary force for making certain movements. The phases of one-leg standing and rolling the feet from heel to toes are most sensitive to walking. The most sensitive are the long muscles responsible for lifting the leg and a group of muscles that provide balance in one-leg-standing.

Keywords: hip joint; arthroplasty; hip abductors