УДК 616.718.4-006.04-089+616.728.2-07:004.94OpenSim](045)

Математичне моделювання динамічного навантаження кульшового суглоба після видалення пухлин проксимального відділу стегнової кістки

О. Є. Вирва, Р. В. Малик, Я. О. Головіна

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

The problem of achieving positive results in the treatment of patients with tumors of the upper third of the femur remains relevant. Among the methods for studying the functioning of the hip joint and for analyzing the specific loads it is used mathematical modeling method. Purpose: using the method of mathematical modeling, to study the characteristics of dynamic load in hip joint with the presence of bone and soft tissue post-resection defects in the upper third of the femur. Methods: in this study method of mathematical modeling by OpenSim software has been used. Basic muscle-skeletal model and created models with reproduction of hip joint condition after the resection of malignant tumor of the upper third of the femur and proximal femur replacement with and without myoplasty used. Load transmitted from the endoprosthesis head to the acetabulum studied. Results: it is revealed change of load direction from the anterior toward posterior acetabular wall with threefold volume in comparison to basic model was defined during the modeling process and analyzing of significant defects in femoral abduction and flexion muscles with substitution of proximal femur defects using modular endorposthesis. Also, important decline of pressing load to the acetabular bottom noted. This situation results in severe function impairment of the lower extremity and determines hip joint instability. Method of abduction muscles repair at the cost of proximal transposition of m. vests laterals allows to compensate load changes in the acetabulum. Conclusion: reproduction of abduction muscle defects in the model results in load direction changes in anteposterior direction, functional impairment of the lower extremity and increases risk of hip joint instability. Appropriate method of abduction muscle defects repair using m. vastus laterals is presented. Key words: malignant bone tumors, proximal femur, OpenSim, muscle-skeletal models, mathematical modeling.

Проблема достижения положительных результатов в комплексном лечении больных с опухолями верхней трети бедренной кости остается актуальной. Среди методик исследования функционирования тазобедренного сустава (ТБС) для анализа особенностей нагрузок в нем используют метод математического моделирования. Цель: изучить особенности динамической нагрузки ТБС при наличии пострезекционных дефектов кости и мягких тканей в области верхней трети бедра с помощью метода математического моделирования. Методы: в работе применен метод математического моделирования с программным обеспечением OpenSim. Использована базовая скелетно-мышечная модель и построенные модели, в которых воспроизведено состояние ТБС после удаления злокачественной опухоли верхней трети бедра и эндопротезирования с миопластикой и без нее. Проанализирована сила нагрузки, создаваемая головкой эндопротеза на вертлужную впадину. Результаты: в процессе моделирования и анализа значительных дефектов отводящих и сгибающих бедро мышц при замещении пострезекционных дефектов проксимального отдела бедренной кости модульным эндопротезом установлено изменение направления нагрузки с переднего отдела на заднюю стенку вертлужной впадины со значением втрое большим, чем в базовой модели. Также отмечено значительное снижение прижимающей силы на дно вертлужной впадины. Это приводит к резкому нарушению функции нижней конечности и обусловливает риск развития нестабильности ТБС. Методика восстановления дефектов отводящих мышц бедра за счет перемещения проксимально m. vastus lateralis позволяет компенсировать изменения нагрузки вертлужной впадины. Выводы: воспроизведение дефектов отводящих мышц в модели ведет к изменению нагрузки в передне-заднем направлении, нарушению функции конечности и повышению риска развития нестабильности ТБС. Показана целесообразность восстановления дефектов отводящих мышц бедра с помощью m. vastus lateralis. Ключевые слова: злокачественные опухоли костей, проксимальный отдел бедра, OpenSim, мышечно-скелетные модели, математическое моделирование.

Ключові слова: злоякісні пухлини кісток, проксимальний відділ стегна, OpenSim, м’язово-скелетні моделі, математичне моделювання

© Вирва О. Є., Малик Р. В., Головіна Я. О., 2016

Вступ

Ще до середини 70-х років XX сторіччя пацієнтів з первинними пухлинами проксимального відділу стегнової кістки (ПВСК) лікували зазвичай із проведенням екзартикуляції нижньої кінцівки на рівні кульшового суглоба або в поєднанні з резекцією таза. Незадовільні функціональні результати та розвиток онкологічної науки в лікуванні цієї категорії хворих (створення ефективних хіміотерапевтичних препаратів, вдосконалення методів візуалізації пухлинного процесу та хірургічної техніки) стимулювали розвиток органозберігального принципу лікування [1, 2]. Заміщення дефекту ПВСК мегапротезом, яке почали широко використовувати у 80-х роках минулого століття, є сьогодні досить вивченим питанням, але існують технічні проблеми щодо відновлення м'яких тканин кульшового суглоба та проксимального відділу стегна [6]. Неадекватне відновлення капсульно-зв'язкового апарату, м'язових структур, які входили в зону резекції, призводить у подальшому до втрати функції та стабільності кульшового суглоба [7, 17]. Особливу увагу необхідно приділяти тим м'язам, які відіграють важливу роль у стабілізації кульшового суглоба. A. C. Merchant [13] вважає, що для адекватного функціонування кульшового суглоба, необхідні певні фактори, серед яких наявність сильних м'язів, що відводять стегно, достатня довжина стегнового плеча прикладення сили (відстані від центру кульшового суглоба до верхівки великого вертлюга), мобільний, безболісний та стабільний суглоб [13].

Описані методики відновлення м'якотканинних структур у разі ендопротезування ПВСК після видалення пухлин, а саме: рефіксація кісткового фрагмента великого вертлюга до відповідної ділянки ендопротеза (якщо ділянка вертлюга не залучена в пухлинний процес), рефіксація відвідних м'язів стегна до латерального пера чотириголового м'яза та клубово-поперекового м'яза до решти м'язів проксимального відділу стегна або до ендопротеза. Відомі методики заміщення дефектів м'яких тканин стегна шляхом невільної м'язової пластики, проте їх використовують скоріше як пластичне перекриття дефектів, а не як пересадку функціювального м'яза [8, 11, 16]. Особливу увагу приділяють відновленню відвідних м'язів стегна, оскільки їхня роль у забезпеченні стабільності кульшового суглоба беззаперечна [12].

Проведені різноманітні дослідження з вивчення функції кульшового суглоба після реконструкцій за допомогою ендопротеза. Наприклад, A. Giurea і співавт. [7] порівняли функцію кульшового суглоба після реінсерції повноцінних м'язів-абдукторів до ділянки великого вертлюга та клубово-великогомілкового тракту [8]. Інші автори вивчали біомеханічні умови функціонування оперованого кульшового суглоба у випадку реінсерції повноцінних м'язів, які відводять стегно, до пухлинних ендопротезів з різним дизайном їхніх проксимальних відділів [9]. Проте недостатньо вивченим залишається функціонування оперованого кульшового суглоба після часткової резекції відвідних м'язів під час видалення пухлини ПВСК, а також варіанти реконструктивного заміщення таких дефектів.

Достатньо перспективною є методика відновлення дефіциту відвідних м'язів стегна, яка розроблена для відновлення *m. gluteus medius et minimus* після резекції пухлини ПВСК з ураженням м'язів передньолатеральної групи стегна на рівні великого вертлюга. Після видалення пухлини післярезекційний дефект верхньої третини стегнової кістки заміщують модульним ендопротезом. Проте неможливо провести реінсерцію до ендопротеза м'язів, які прикріпляються до зони великого вертлюга, внаслідок їх значного вкорочення. Саме цей фактор є домінантним щодо впливу на якість післяопераційного функціонування кульшового суглоба та провідним щодо ризику виникнення нестабільності суглоба. Запропонована методика заснована на пластиці відвідних м'язів стегна після їхньої часткової резекції внаслідок видалення пухлини м'язовим черевцем *m. vastus lateralis*. Необхідною умовою виконання цієї хірургічної техніки є відсутність ураження м'язів передньолатеральної ділянки стегна дистальніше рівня його вертлюгової зони (рис. 1) [3].

Особливості функціонування кульшового суглоба вивчають із використанням різних методик. Наприклад, A. C. Merchant [13] досліджував

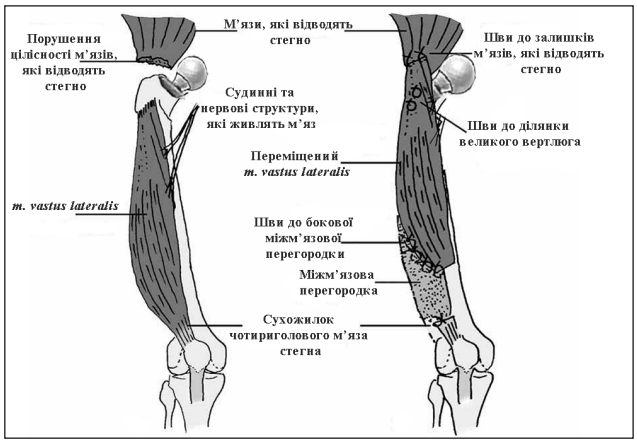

Рис. 1. Схематичне зображення методики відновлення відвідних м'язів стегна за допомогою м'язового черевця *m. vastus lateralis*

функцію кульшового суглоба на фізичній моделі. E. R. Henderson і співавт. [9] для аналізу особливостей впливу дизайну модульного ендопротеза ПВСК на функціонування кульшового суглоба після операції використав графоаналітичний метод. Для дослідження *in vivo* особливостей навантаження на компоненти ендопротеза ПВСК у процесі життєдіяльності людини використані імплантати з вбудованими в них пристроями із можливістю передачі телеметричних даних. Це дослідження на сьогодні є еталонним для валідизації неінвазивних методів дослідження особливостей функціонування кульшового суглоба [15, 19]. Серед неінвазивних методів на сучасному етапі розвитку науки математичне моделювання займає одну із провідних позицій. Нині у світі існують декілька потужних систем обладнання та відповідного до них програмного забезпечення для реалізації завдань моделювання функції опорно-рухової системи. Одними з основних пакетів програмного забезпечення для математичного моделювання динамічних параметрів опорно-рухової системи сьогодні є OpenSim [15] та AnyBody [5].

Мета роботи: вивчити особливості динамічного навантаження кульшового суглоба у випадках наявності післярезекційних дефектів верхньої третини стегнової кістки та м'яких тканин за допомогою методу математичного моделювання.

Матеріал та методи

Для оцінювання функціонування кульшового суглоба в умовах післяопераційних змін після видалення пухлини верхньої третини стегнової кістки вимірювали силу навантаження на суглоб, яку створювала головка стегнової кістки або ендопротеза на кульшову западину. Це результуюча сила, що виникає між сусідніми кістками в суглобі й обумовлена вагою та інерційними силами двох сегментів.

У роботі застосований метод математичного моделювання із використанням програмного забезпечення OpenSim [15]. Цей пакет програмного забезпечення дає змогу створювати, редагувати, а також аналізувати скелетно-м'язові комп'ютерні моделі та відтворювати їхні динамічні переміщення. Програмний пакет OpenSim розповсюджується вільно, доступний без обмежень та безкоштовний. Елементи скелета представлені у вигляді кінцево-елементних моделей як тривимірні об'єкти.

Використана базова скелетно-м'язова модель є об'єктом 1,8 м заввишки та масою 75,16 кг. Загалом модель має 12 сегментів скелетної системи, які зчленовуються в суглоби різних форм та функцій, і через це в моделі є сумарно 23 ступені свободи. Суглоби нижньої кінцівки приводяться в рух за допомогою 92 м'язово-сухожилкових одиниць [18], кожна з яких представлена як математична модель м'яза в поєднанні з еластичним сухожилком [10, 20]. Решта параметрів м'язів взяті з літературних джерел [4, 15].

Для порівняння сили навантаження в кульшовому суглобі разом із вихідною (базовою моделлю) створені скелетно-м'язові моделі тазового поясу та нижніх кінцівок людини, в яких відтворено післяопераційний стан кульшового суглоба після органозберігального хірургічного втручання у випадках типового ураження ПВСК злоякісним новоутворенням із позакістковим компонентом пухлини, у процесі видалення якого необхідною умовою була резекція відвідних м'язів стегна на значній довжині. Дефект ПВСК у всіх моделях заміщений модульним ендопротезом з біполярною головкою кульшового суглоба.

У дослідженні використані моделі:

– № 1 (базова), в якій післярезекційний дефект ПВСК заміщений модульним ендопротезом. Проведено реінсерцію всіх м'язів до відповідних ділянок ендопротеза без створення їх дефектів та ефекту денервації м'язів з урахуванням зміни місць прикріплення м'язів завдяки геометричним особливостям кінцево-елементної моделі ендопротеза;

– № 2, в якій післярезекційний дефект ПВСК заміщений модульним ендопротезом та створений дефект м'язів відповідно до ураження стегна позакістковим компонентом пухлини в ділянці великого вертлюга в передньобоковому напрямку зі значними дефектами відвідних м'язів стегна;

– № 3, в якій післярезекційний дефект ПВСК заміщений модульним ендопротезом та створений дефект м'язів відповідно до ураження стегна позакістковим компонентом пухлини в ділянці великого вертлюга в передньобоковому напрямку зі значними дефектами відвідних м'язів стегна та пластичним заміщенням дефектів *m. vastus lateralis*.

Вивчено динаміку зміни сили навантаження, яку спричиняє поверхня кульшової западини на головку стегнової кістки або ендопротеза ПВСК під час циклу нормальної ходьби людини. Сила навантаження є векторною величиною і описується за допомогою трьох параметрів: довжини вектора сили (скалярна величина), його напрямку та точки прикладення. Оскільки напрямок вектора в тривимірному просторі описувати важко, для характеристики напрямку сили використовують величини проекцій цього вектора на три осі ортогональної системи координат.

Напрямок сили навантаження кульшової западини визначають за спрямованістю її проекції

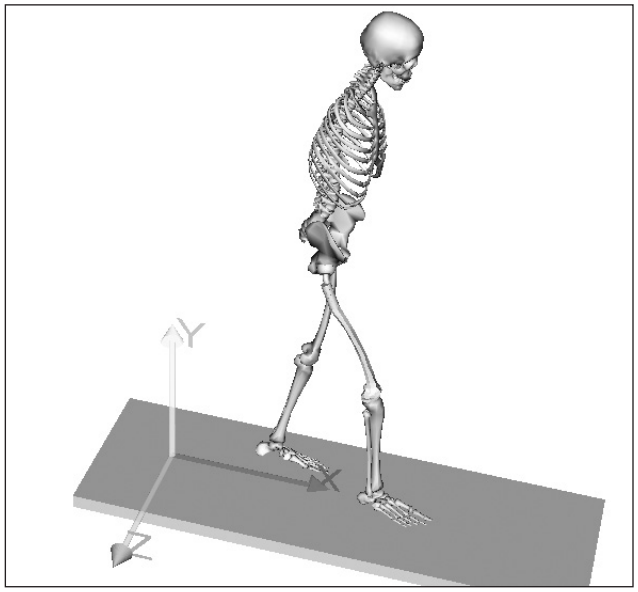

Рис. 2. Тривимірна скелетна модель та зв'язана з нею система координат XYZ (стрілки вказують на позитивний напрямок дії сили)

відносно відповідної осі тривимірної системи координат. Позитивне значення проекції вектора на вісь X вказує на напрямок дії вектора вперед, а від'ємне — назад від кульшового суглоба. Позитивне значення проекції вектора на вісь Y відповідає навантаженню головки вертикально догори на кульшову западину, а від'ємне вказує на напрямок дії сили в протилежну сторону — вниз від кульшового суглоба. Позитивне значення проекції вектора сили на вісь Z відображує дію сили в зовнішній, протилежний бік від кульшової западини, а від'ємне — в цій площині досередини кульшової западини (рис. 2) [15].

У роботі використані параметри ходьби людини за нормальних умов функціонування опорно-рухової та нервової систем. Виділено дві основні фази ходьби — фазу опори відповідної кінцівки та фазу її переносу. Фаза опори триває, поки відповідна ступня має контакт із поверхнею опори. Цей період становить приблизно 60–62 % від всього часу циклу. Він починається, коли ділянка п'ятки вперше контактує із поверхнею опори, та закінчується, коли пальці стопи відриваються від неї. Фаза переносу триває, поки відповідна стопа кінцівки поза контактом із поверхнею опори. Цей період становить приблизно 38–40 % часу циклу (рис. 3).

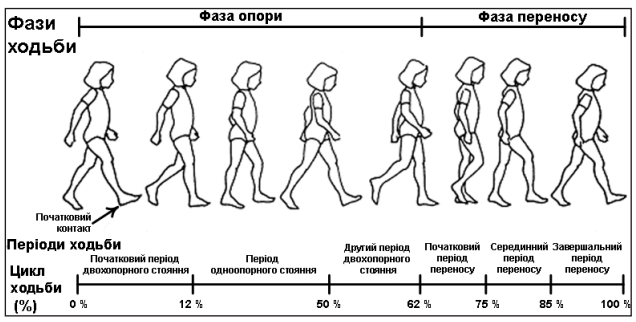

Рис. 3. Схематичне зображення фаз та періодів циклу нормальної ходьби людини

Для глибшого вивчення ходьби весь цикл розділяють на 6 періодів:
- початковий двохопорного стояння (1-й);
- одноопорного стояння (2-й);
- другий двохопорного стояння (3-й);
- початковий переносу кінцівки (4-й);
- серединний переносу кінцівки (5-й);
- завершальний переносу кінцівки (6-й).

Перші три періоди утворюють фазу опори, а 4–6-й — фазу переносу.

У дослідженні використаний цикл нормальної ходьби людини для правої нижньої кінцівки, який тривав 1,23 с від початкового контакту правої стопи з поверхнею опори (бігова доріжка) до повторного. Основні параметри рухів у суглобах нижньої кінцівки під час циклу нормальної ходьби, використаного в дослідженні, представлені на рис. 4.

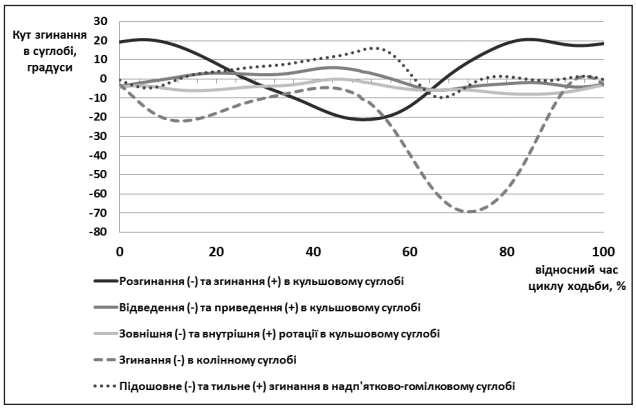

Рис. 4. Графік зміни положення в суглобах нижньої кінцівки під час циклу нормальної ходьби людини (тривалість t = 1,23, с = 100 %)

Результати та їх обговорення

Зміни сили навантаження кульшової западини суглобу в умовах заміщення ПВСК модульним ендопротезом без створення дефектів та ефекту денервації м'язів (модель № 1)

В умовах циклу нормальної ходьби людини сила навантаження кульшової западини в моделі № 1, яку взято за базову, змінювалась динамічно (рис. 5).

У 1-му періоді ходьби на осі X поступово збільшувалося значення сили з досягненням максимального за 35,98 % ваги тіла в кінці періоду. По осі Y цей параметр також збільшувався досягнувши пікового значення на 11 % циклу ходьби. Значення

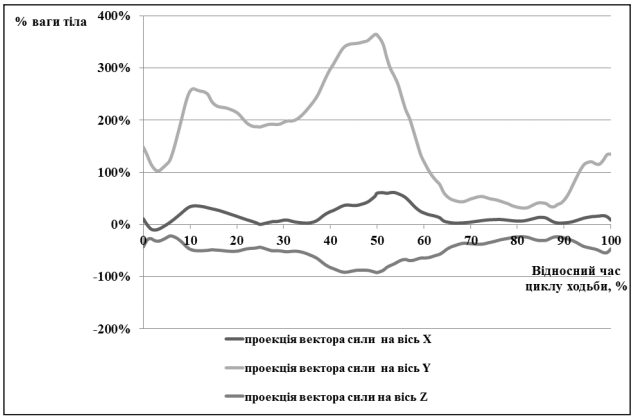

Рис. 5. Зміни проекції вектора сили навантаження кульшової западини на осі координат у циклі нормальної ходьби людини (базова модель)

вектора сили за віссю Z протягом першого періоду мало від'ємні значення.

У 2-й період ходьби (одноопорне стояння кінцівки) по осі X поступово зменшувався досліджуваний показник від 34,07 до 0,51 % ваги тіла протягом 13–25 % циклу ходьби. Далі цей параметр входив у фазу плато та починаючи з 38 % циклу збільшувався поступово від 15,34 до 54,90 % на 50 % циклу ходьби. Зміни по осі Y були схожими, а саме: зниження від 254,43 до 187,74 % ваги тіла протягом від 13 до 24 % циклу ходьби, фаза плато та поступове збільшення сили навантаження починаючи з 34 % циклу ходьби до закінчення періоду від 205,34 до 364,80 % ваги тіла. Характеристика досліджуваного вектора по осі Z була такою: 13–33 % — невеликі коливання показника із поступовим зменшенням параметра від 34 до 43 % циклу.

3-й період характеризувався практично лінійними змінами величини вектора сили навантаження кульшового суглоба. Відбувалося зменшення величини вектора по осі X від 60,35 % (50 % циклу) до 17,74 % (62 %) та по осі Y (від 363,73 до 93,38 %). Проекція вектора сили навантаження по осі Z у цьому періоді навпаки мала тенденцію до збільшення.

Із початком фази переносу кінцівки, яка характеризується відсутністю осьового навантаження на неї, показник вектора сили змінював свою динаміку. Зокрема, у 4-му періоді циклу ходьби по осі X показник спочатку зменшувався, а потім починав збільшуватись до 9,62 % у кінці періоду (75 %). По осі Y спостерігали аналогічну динаміку, по вісі Z показник поступово збільшувався.

У 5-му періоді досліджуваний показник характеризувався такими особливостями: по осі X спочатку зменшувався до 80 % циклу, а далі збільшувався в кінці періоду (85 %); по осі Y спостерігали такі самі зміни. Проте для осі Z відмічали протилежну динаміку: збільшення до 81 % фази ходьби із зменшенням до вихідного рівня (–30,46 %) в кінці періоду.

Показник вектора сили в 6-му періоді по осі X спочатку зменшувався до 89 % циклу, а потім збільшувався до 98 %. По осі Y спостерігали аналогічну динаміку. По осі Z вектор сили збільшувався від –29,93 до –23,80 % (88 %) із подальшим зменшенням до 53,54 % (98 %).

Під час ходьби кульшова западина зазнає значних навантажень, які майже в чотири рази можуть перевищувати вагу тіла людини. Зокрема, в передньо-задньому напрямку проекція вектора сили навантаження досягає близько 60 % ваги тіла, у вертикальному — 364,80 %, у медіальному — до 90,80 %.

Зміни сили навантаження ацетабулярної западини кульшового суглоба в умовах заміщення ПВСК модульним ендопротезом зі значними дефектами м'язів, які відводять та згинають стегно (модель № 2)

Для реалізації ефекту видалення м'язів переднього відділу проксимального відділу стегна на рівні великого вертлюга у цій моделі проведено зниження показника максимальної ізометричної сили передньої та середньої порцій *m. gluteus medius et minimus* на 50 % та створено тотальні дефекти *m. iliacus, m. rectus femoris, m. tensor fascia latae*.

Відповідно в умовах циклу нормальної ходьби динаміка зміни вектора сили навантаження по осях Y та Z загалом повторювала динаміку змін, виявлених у базовій моделі. Проте по осі X зміни динаміки навантаження кульшової западини значно відрізнялись від базової моделі.

У перші моменти початку циклу в 1-му періоді по осі X (рис. 6) від 0 до 9 % зміни були незначними. Але починаючи з 10 % циклу ходьби відбувається поступове збільшення проекції величини сили і на закінчення 1-го періоду показники на 15,00 та 17,38 % ваги тіла перевищують значення у базовій моделі. На початку 2-го періоду цей показник поступово знижується від 51,80 % ваги тіла на 13 % циклу до 0 % на 27 % циклу. Перетин 0-ї межі означає зміну напрямку проекції вектора сили по осі X на протилежний — назад. Починаючи з 27 % циклу та до його завершення (100 %) показник залишається у від'ємному діапазоні. На початку 3-го періоду циклу ходьби цей показник досягає свого від'ємного піку (–156,05 %), що на 216,40 % ваги тіла менше за аналогічне значення базової моделі. Після цього величина проекції сили навантаження починає збільшуватись, проте напрямок дії сили в проекції осі X залишається незмінним.

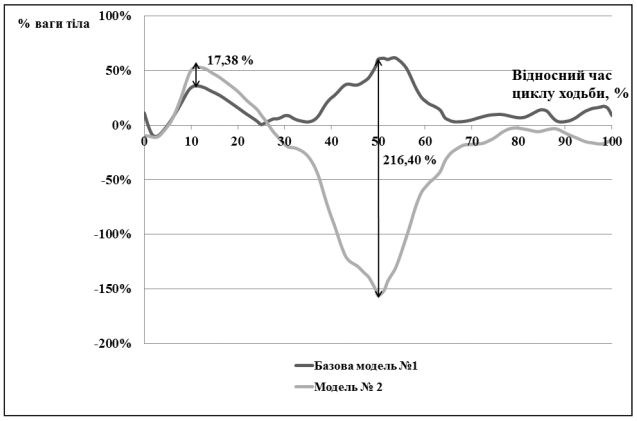

Рис. 6. Зміни проекції вектора сили навантаження кульшової западини на вісь X у циклі нормальної ходьби людини в моделі № 2 порівняно з базовою моделлю

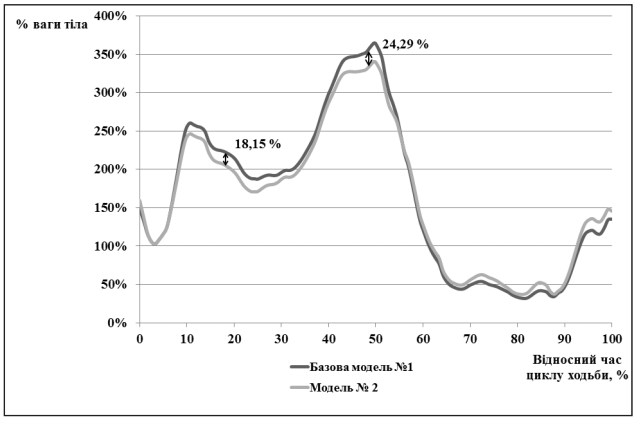

Рис. 7. Зміни проекції вектора сили навантаження кульшової западини на вісь Y у циклі нормальної ходьби людини в моделі № 2 порівняно з базовою моделлю

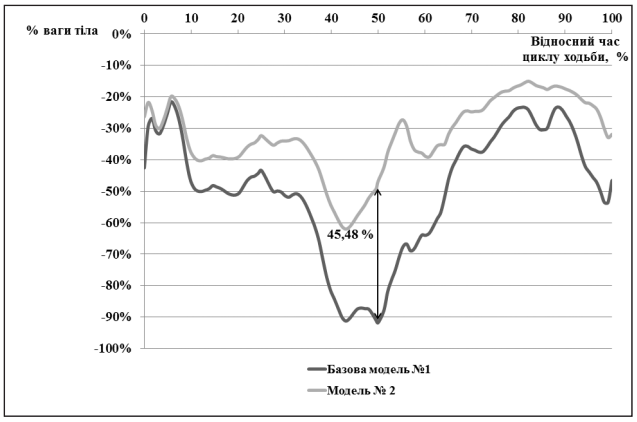

Рис. 8. Зміни проекції вектора сили навантаження кульшової западини на вісь Z у циклі нормальної ходьби людини в моделі № 2 порівняно з базовою моделлю

Динаміка змін по осі Y (рис. 7) характеризувалась зменшенням показника сили спочатку на 9,61 % (9 % циклу) потім до 1-го пікового значення на 18,15 % на початку 2-го періоду (20 %). Далі показник різниці сил досліджуваної та базової моделей поступово збільшувався до –8,73 % (31 % циклу), а потім почав знову зменшуватися до 2-го пікового значення у –24,29 % до початку 3-го періоду циклу (50 %). Далі величина різниці сили в проекції осі Y починаючи з 56 % циклу стає позитивною і залишається такою до кінця циклу ходьби. Це означає, що сила, з якою головка діє на кульшову западину у вертикальному напрямку, перевищує цей показник у базовій моделі в проміжок 56–100 % циклу ходьби в середньому на (7,78 ± 3,42) % ваги тіла (мінімум –2,31 %, максимум –15,89 %).

По осі Z (рис. 8) починаючи із 10 % циклу відмічали збільшення показника сили наприкінці 1-го періоду на 9,06 % порівняно з аналогічним у базової моделі. Далі різниця між величинами сили поступово зростала досягаючи пікового значення у 45,48 % на 51 % циклу. У подальшому із настанням фази переносу кінцівки різниця показника незначно змінювалась і була на рівні в середньому (13,39 ± 5,07) % (мінімум –6,56 %, максимум –23,63 %).

Таким чином, у результаті моделювання післяопераційних дефектів ПВСК, заміщених модульним ендопротезом, та часткових дефектів передньої та середньої порцій *m. gluteus medius et minimus* і тотальних дефектів *m. iliacus, m. rectus femoris, m. tensor fascia latae* встановлено зменшення навантаження на передні відділи кульшової западини, а починаючи з середини 2-го періоду циклу ходьби — зміну напрямку сили на задні відділи западини порівняно з аналогічним післяопераційним станом, проте за умов збереження всіх м'язових структур (базова модель № 1). Також спостерігали зменшення навантаження у вертикальному напрямкові у фазі опори кінцівки та збільшення сили в цьому ж напрямкові у фазі переносу. У боковому напрямку сила протягом всіх фаз ходьби була більшою за базову, що відображує зменшення притискальної сили головки до кульшової западини. Усе це сумарно дає можливість стверджувати про ризик виникнення нестабільності кульшового суглоба в умовах існування дефектів вказаних м'язів, особливо у фазі опори кінцівки (1–3-й періоди ходьби).

Під час моделювання значних дефектів м'язів, які відводять та згинають стегно (модель № 2), виявлені зміни напрямку навантаження в передньозадньому напрямку з переднього на задній (на задню стінку кульшової западини) зі значенням втричі більшим, ніж у базовій моделі. Також спостерігали значне зниження притискальної сили на дно кульшової западини. Усе це призводить до різкого порушення функції нижньої кінцівки та зумовлює виникнення значного ризику розвитку нестабіль-

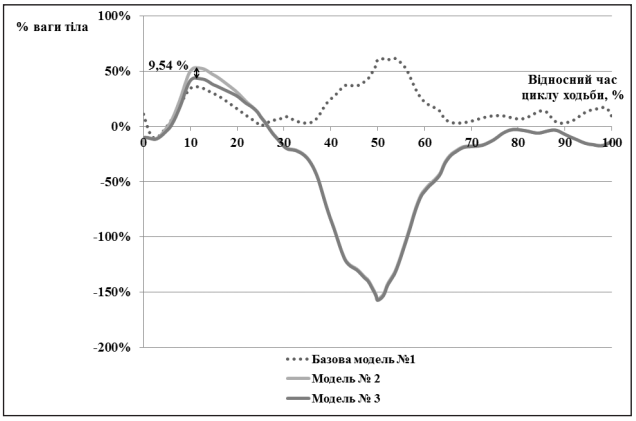

Рис. 9. Зміни проекції вектора сили навантаження кульшової западини на вісь X у циклі нормальної ходьби людини в моделі № 3 порівняно з № 2

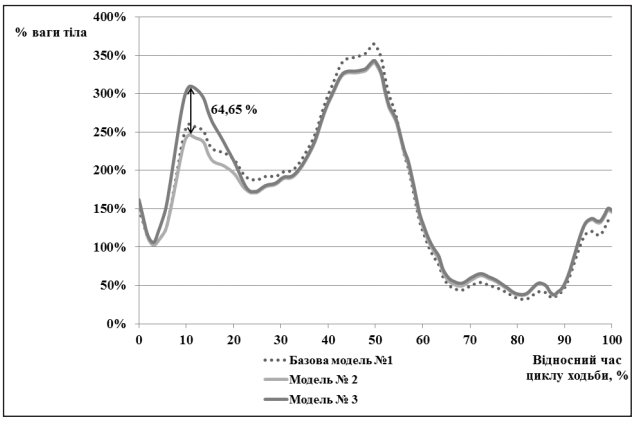

Рис. 10. Зміни проекції вектора сили навантаження кульшової западини на вісь Y у циклі нормальної ходьби людини в моделі № 3 порівняно з № 2

ності кульшового суглоба. У такій ситуації перевагу на реконструктивному етапі хірургічного втручання слід надати методам м'язової пластики.

Зміни сили навантаження кульшової западини в умовах заміщення ПВСК модульним ендопротезом зі значними дефектами м'язів, які відводять та згинають стегно, та пластичним заміщенням дефекту відвідних м'язів стегна m. vastus lateralis за описаною методикою (модель № 3)

У цій моделі для реалізації ефекту видалення м'язів переднього відділу проксимального відділу стегна на рівні великого вертлюга проведено зниження показника максимальної ізометричної сили передньої та середньої порцій *m. gluteus medius et minimus* на 50 % та створено тотальні дефекти *m. iliacus, m. rectus femoris, m. tensor fascia latae.* Проведено переміщення *m. vastus lateralis* у проксимальному напрямку зі створенням точки його прикріплення до кукс вкорочених *m. gluteus medius et minimus* на рівні надацетабулярної ділянки тазової

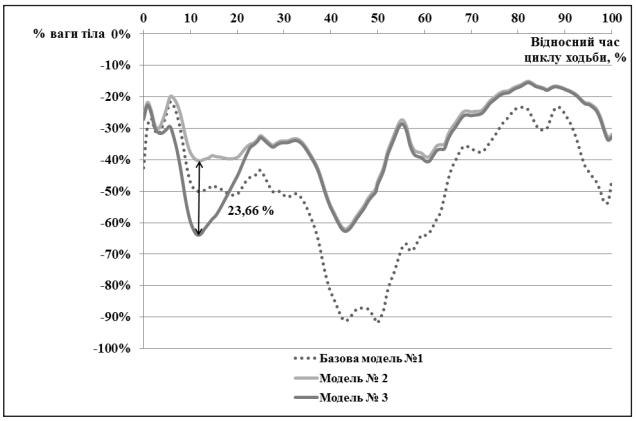

Рис. 11. Зміни проекції вектора сили навантаження кульшової западини на вісь Z у циклі нормальної ходьби людини в моделі № 3 порівняно з № 2

кістки. Дистальна точка прикріплення переміщена проксимальніше на передньобокову поверхню стегнової кістки в ділянку бокової міжм'язової перегородки (рис. 2).

Загалом динаміка змін вектора сили навантаження по осі X (рис. 9) відтворювала основні особливості моделі № 2, проте порівняно з нею відбувалося зменшення надмірного навантаження в передньому напрямку починаючи з 7 % циклу (навантаження менше на 2,63 % порівняно з моделлю без міопластики), поступово збільшуючись до 12 % циклу з формуванням піку різниці величини проекції вектора на вісь X –9,54 % ваги тіла. Далі відбувалося поступове зниження різниці показника до 22 % циклу. Починаючи із 23 % циклу та до його закінчення різниця величини проекції вектора сили на вісь X відрізнялась від моделі № 3 в середньому на (–0,64 ± 0,48) % ваги тіла (мінімум –1,57 %, максимум –0,07 %).

Загалом динаміка по осі Y (рис. 10) повторювала основні динамічні особливості моделі № 3 (без міопластики), проте в період з 3 до 22 % циклу проекція вектора сили навантаження у вертикальному напрямку була більшою порівняно з моделлю № 2 максимум на 64,65 % ваги тіла в кінці 1-го періоду (на 11 % циклу ходьби). Більш того, у цей період показник виявився вищим за аналогічний у базовій моделі з максимальним піком різниці 50,56 % (11 % циклу). Та починаючи із 23 % циклу показник незначно відрізнявся від аналогічного в моделі без міопластики, повторюючи динаміку зміни показника цієї моделі.

Загалом динаміка по осі Z (рис. 11) також повторювала основні динамічні особливості моделі № 2 (без міопластики), проте в період з 4 до 23 % циклу проекція вектора сили навантаження у вертикальному напрямку була меншою порівняно з моделлю № 2

на 23,66 % ваги тіла в кінці 1-го періоду (на 11 % циклу ходьби). Аналогічно до змін по осі Y у цей період досліджуваний показник був меншим, ніж у базовій моделі з піком різниці –13,88 % (11 % циклу). Та починаючи із 24 % циклу показник незначно відрізнявся від аналогічного в моделі без міопластики, повторюючи динаміку цієї моделі.

Таким чином, методика відновлення дефектів відвідних м'язів стегна завдяки переміщенню проксимально з перекриттям їхніх дефектів за допомогою *m. vastus lateralis* є доцільною у функціональному аспекті, оскільки дає змогу із запасом компенсувати порушені зміни сили навантаження кульшової западини через дефекти м'язів у вертикальному та боковому напрямках. Проте слід приділити пильну увагу відновленню капсули кульшового суглоба, особливо в задній його ділянці, через відсутність впливу цієї транспозиції на навантаження кульшової западини в передньо-задньому напрямкові.

Висновки

Після проведеного теоретичного аналізу навантаження кульшового суглоба в умовах циклу нормальної ходьби людини за допомогою методу математичного моделювання встановлено, що кульшова западина зазнає значних навантажень, які в передньо-задньому напрямку можуть досягати близько 60 % ваги тіла, у вертикальному — 364 %, у медіальному — до 90 %.

Утворення післярезекційних дефектів відвідних м'язів стегна призводить до нерівномірного навантаження головки ендопротеза на кульшову западину, а саме: в передньо-задньому напрямку відбувається зменшення навантаження на передні відділи кульшової западини, а починаючи з середини 2-го періоду циклу ходьби змінюється напрямок вектора сили на протилежний та досягає на початку 3-го періоду різниці у 216 % ваги тіла порівняно з базовою моделлю. У вертикальному напрямку сила протягом усіх періодів ходьби більша за базову з піковими значеннями різниці близько 18 та 24 % на початку 2-го (20 %) та 3-го (50 %) періодів циклу ходьби відповідно.

У боковому напрямку сила протягом усіх фаз ходьби була більшою за базову з піком різниці у 45 % ваги тіла на 51 % циклу, що відображує зменшення притискальної сили головки до кульшової западини. Усі ці результати дають змогу стверджувати про високий ризик виникнення нестабільності кульшового суглоба в умовах існування дефектів відвідних м'язів, особливо з 1-го по 3-й періоди ходьби.

Моделювання післярезекційних дефектів відвідних м'язів стегна та міопластики боковим пером чотириголового м'яза стегна призводить до збільшення навантаження у вертикальному та передньо-задньому напрямках у перші два періоди ходьби з максимумом близько 64 та 9 % ваги тіла наприкінці 1-го періоду двохопорного стояння відповідно. У боковому напрямку навантаження зменшувалося також у перші два періоди ходьби з різницею близько 23 % ваги тіла наприкінці 1-го періоду двохопорного стояння. Таким чином, методика відновлення дефектів відвідних м'язів стегна завдяки переміщенню боковим пером чотириголового м'яза стегна є доцільною у функціональному аспекті, оскільки дає змогу компенсувати порушені зміни сили навантаження кульшової западини та знижує ризик розвитку нестабільності кульшового суглоба у фазі опори кінцівки.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Вирва О. Є. Модульне індивідуальне ендопротезування в лікуванні злоякісних пухлин довгих кісток: автореф. дис. … д-ра мед. наук: спец. 14.01.21 «травматологія та ортопедія» / О. Є. Вирва. — Харків, 2013. — 46 с.
2. Вирва О. Є. Роль спіральної комп'ютерно-томографічної ангіографії у діагностиці та виборі тактики лікування хворих на злоякісні пухлини кісток / О. Є. Вирва, Р. В. Малик, Я. О. Головіна, В. В. Бурлака // Сучасні медичні технології. — 2011. — № 2. — С. 47–54.
3. Advancement of the vastus lateralis muscle for irreparable hip abductor tears: clinical and morphological results / M. Betz, P. O. Zingg, C. W. Pfirrmann, C. Dora // Acta Orthop. Belg. — 2012. — Vol. 78. — P. 337–343.
4. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures / S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy [et al.] // IEEE Trans Biomed Eng. — 1990. — Vol. 37. — P. 757–767.
5. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system / M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen [et al.] // Simulation Modelling Practice and Theory. — 2006. — Vol. 14 (8). — P. 1100–1111.
6. Bipolar proximal femoral replacement prostheses for musculoskeletal neoplasms / J. L. Finstein, J. J. King, E. J. Fox [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2007. — Vol. 459. — P. 66–75.
7. Function of reinserted abductor muscles after femoral replacement / A. Giurea, T. Paternostro, G. Heinz-Peer [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. — 1998. — Vol. 80-B. — P. 284–287.
8. Hayashida K. Case report reconstruction of exposed ilium with reverse turnover latissimus dorsi muscle flap / K. Hayashida, Y. Endo, K. Kamebuchi // Eplasty. — 2011. — Vol. 11. — P. 1–7.
9. Henderson E. R. Hip abductor moment arm a mathematical analysis for proximal femoral replacement / E. R. Henderson, G. A. Marulanda, D. Cheong [et al.] // J. Orthop. Surg. Res. — 2011. — Vol. 6. — P. 1–6, doi: 10.1186/1749-799X-6-6.
10. Hill A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle / A. V. Hill // Proc. R Soc Lond B. — 1938. — Vol. 126. — P. 136–195.
11. Landuyt K. V. The anterolateral thigh flap for lower extremity reconstruction / K. V. Landuyt // Seminars in Plastic Surgery.

— 2006. — Vol. 20 (2). — P. 127–132.
12. McGrory B. J. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty / B. F. Morrey, T. D. Cahalan, M. E. Cabanela // J. Bone Joint Surg. Br. — 1995. — Vol. 77. — P. 865–869.
13. Merchant A. C. Hip abductor muscle force: an experimental study of the influence of hip position with particular reference to rotation / A. C. Merchant // J. Bone Joint Surg. Am. — 1965. — Vol. 47. — P. 462–476.
14. Modenese L. An open source lower limb model: Hip joint validation / L. Modenese, A. T. Phillips, A. M. Bull // J. Biomech. — 2011. — Vol. 44 (12). — P. 2185–2193, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.019.
15. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement / S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold [et al.] // IEEE Trans Biomed Eng. — 2007. — Vol. 54. — P. 1940–1950.
16. Soft tissue coverage of the knee joint following burns / C. Balakrishnan, T. L. Flanagan, J. D. Klein [et al.] // Can. J. Plast. Surg. — 2006. — Vol. 14 (3). — P. 163–166.
17. Tendons attached to prostheses by tendon-bone block fixation: an experimental study in dogs / F. Gottsauner-Wolf, E. L. Egger, F. M. Schultz [et al.] // J. Orthop. Res. — 1994. — Vol. 12 (6). — P. 814–821.
18. Thelen D. G. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control / D. G. Thelen, F. C. Anderson, S. L. Delp // J. Biomech. — 2003. — Vol. 36. — P. 321–328.
19. Validity of a musculoskeletal model using two different geometries for estimating hip contact forces during normal walking / F. Moissenet, M. Giroux, L. Cheze, R. Dumas // Comput. Methods Biomech. Biomed Engin. — 2015. — Vol. 18, Suppl. 1. — P. 2000–2001, doi: 10.1080/10255842.2015.1069596.
20. Zajac F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control / F. E. Zajac // Critical reviews in biomedical engineering. — 1989. — Vol. 17 (4). — P. 359–411.

DOI: http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872016215-23 Стаття надійшла до редакції 25.03.2016

MATHEMATICAL MODELING OF DYNAMIC LOADING FEATURES OF HIP JOINT AFTER RESECTION OF PROXIMAL FEMUR TUMORS

O. E. Vyrva, R. V. Malyk, Y. O. Golovina

SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv

✉ Roman Malyk, MD: malyk_roman@mail.ua