

## ВПЛИВ ЛАТЕРАЛІЗАЦІЇ СТЕГНА ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА НА ФУНКЦІЮ ХОДЬБИ

*Олійник О.Є.<sup>1</sup>, Олійник-Алдушина Є.О.<sup>1</sup>, Карпінська О.Д.<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Дніпровський державний медичний університет, м. Дніпро, Україна

<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

**Ключові слова:** кульшовий суглоб, офсет, диспластичний косартроз, динамічне моделювання, реабілітація, фізична терапія

**Вступ.** Імплантація штучного суглоба в умовах диспластичного коксартрозу (ДК) відноситься до складних оперативних втручань, що обумовлено особливістю перебігу та формування деформації суглобових кінців кісток в умовах диспластичного процесу. Поряд з диспластичними змінами суглобових кінців кісток відбувається ряд компенсаторних процесів, що впливають на стан поперекового відділу хребта та м'язів які забезпечують постуральний баланс в умовах ДК. Після імплантації ендопротезу в системі, що забезпечує постуральний баланс «кульшовий суглоб – таз – хребет» відбуваються процеси переналаштування, оскільки умови функціонування кульшового суглобу змінилися суттєво змінюються. Структура яка визнає змін уже підчас оперативного втручання є м'язовий корсет, що оточує систему «кульшовий суглоб – таз – хребет». Саме підчас здійснення оперативного втручання виконується відновлення довжини кінцівки, чого бажає кожен пацієнт з ДК, та відбувається латералізація стегнової кістки за рахунок збільшення офсету (відстанню між центром обертання кульшового суглоба та віссю стегнової кістки). Ці елементи закладені в сам ендопротез, оскільки він передбачає відбудову нормальної форми кульшового суглоба. Треба зауважити, що під час формування ДК, як захворювання, відбуваються зворотні процеси, а саме формується вкорочення кінцівки за рахунок руйнації даху вертлюгової западини і як наслідок медіалізація стегнової кістки з поступовою перебудовою всіх статичних та динамічних елементів системи «кульшовий суглоб – таз – хребет». В купі ці процеси формують клінічну картину перебігу ДК. Розуміння процесів, що відбуваються після імплантації штучного суглоба з точки зору м'язових змін в системі «кульшовий суглоб – таз – хребет» сприяє дійсною таргетного впливу на окремі ланки та структури системи, що дозволить

індивідуалізувати програму реабілітаційних заходів, та дозволить зневілювати, а подекуди попередити, можливі негативні впливи на систему в цілому, а також позбавить можливих вразливостей процесу реабілітаційних заходів в післяопераційному періоді.

**Мета.** Визначити характер змін м'язового апарату системи «кульшовий суглоб – таз – хребет» в умовах збільшення офсету та латералізації осі стегнової кістки після ендопротезування кульшового при ходьбі.

**Матеріали та методи.** Моделювання ходи після ендопротезування в умовах ДК проводили у програмі OpenSim, яка була розроблена в Центрі біомедичних обчислень НІН Стенфордського університету. Програма дозволяє створювати реалістичні моделі руху людини, враховуючи роботу різних груп м'язів, що дає можливість всебічно змоделювати механіку руху [1]. В якості базової моделі була взята модель gait2394. Це 3D комп'ютерна модель з 23 ступенями свободи у системі скелетно-м'язового апарату людини. Модель gait2392 має 76 м'язів нижніх кінцівок та тулуба. Модель була створена Anderson F.C. й Delp S.L. [2] і є основою для моделювання будь-яких станів кістково-м'язових об'єктів людини.

Немасштабована версія моделі являє собою об'єкт зросту 1,8 м і має масу 75,16 кг. Для створення моделі для аналізу ходьби у хворих після ендопротезування кульшового суглобу було проведено зміна геометричних складових, а саме форма стегнової кістки, де нормальна голівка була замінена протезом із заданими параметрами. Збудований геометричний об'єкт був підключено до моделі.

Було проаналізовано роботу м'язів на кінцівці з ендопротезом при трьох варіантах довжини плеча дії абдукторів стегна та при нормальній (початковій) довжині. Латералізація стегна (далі збільшення офсету ендопротеза) становили 10 мм та 20 мм.

Для створення відповідних умов для моделювання та аналізу ходьби людини при латералізації суглоба було використано інструменти трансформації та аналізу, що входять в стандартний пакет OpenSim. Для моделювання збільшення офсету було змінено координати орієнтації стегна у вертлюжній западині. Моделювання ходьби було здійснено за алгоритмом інверсної кінематики та інверсної динаміки. Для аналізу силових характеристик м'язів було застосовано алгоритми Computed Muscle Control.

Відмітимо, що модель імітує тільки зміни довжини плеча дії абдукторів стегна, і не враховує наявності больових симптомів, які

можуть спотворювати ходьбу. Модель складається з 7 основних сегментів: таз, стегнова кістка, надколінник, великої та малогомілкової кісток, таранної кістки та стопи (п'яткової, човноподібної, кубовидної, клиновидної та плюсневих кісток та пальців). Моделі суглобів нижньої кінцівки визначені відносно рухів цих сегментів.

При кожному кроці кінцівка, на яку спирається людина, повертається відносно тазу приблизно на  $57^\circ$ , при цьому зчленована поверхня стегна ковзає по поверхні вертлюжної западини й проходить шлях, який дорівнює своєму радіусу біля 2 см.

У відповідності з формою кульшового суглоба та станом оточуючих його тканин, максимальна амплітуда згинально-розгинальних рухів складає  $140^\circ$ , приведення-відведення –  $75^\circ$ , ротація –  $90^\circ$ . При ходьбі амплітуда згинально-розгинальних рухів у суглобі не перевищують  $50\text{-}60^\circ$  [3].

Для визначення етапів активації м'язів нижньої кінцівки при ходьбі, розглянемо фази кроку, на основі яких можна робити висновки про роботу м'язів в умовах зміни плеча абдуктора стегна.

Крок складається з двох основних періодів – фаза стояки чи двонопорний період і хитання чи однопорна фаза переносу стопи [4]. Цикл ходьби частіше представляють у вигляді 8-фазної моделі [5]:

Первинний контакт (0% циклу ходи) відповідає початку опори, коли п'ята вперше торкається поверхні. Реакція на навантаження (10% циклу ходи) виникає, коли контралатеральна стопа відривається від поверхні. Відрив п'яти (30% циклу ходи) відповідає відриву п'яти від поверхні. Протилежний початковий контакт (50% циклу ходи) відповідає контакту стопи протилежної кінцівки з поверхнею. Відрив пальців (60% циклу ходи) відбувається, коли носок стопи відривається від поверхні. Суміщення стоп (73% циклу ходи), в період, коли ступня протилежної махової ноги знаходиться поруч зі ступнею ноги, що стоїть на опорі. Вертикальна великогомілкова кістка (87% циклу ходи), відповідає моменту часу, коли великогомілкова кістка махової кінцівки орієнтована вертикально. Останньою подією є, знову ж таки, початковий контакт, який фактично є початком наступного циклу ходи.

Для того, щоб здійснити один крок, людині необхідно залучити 200 м'язів нижніх кінцівок, тулуба, верхніх кінцівок. Активну участь у підтримці рівноваги тіла грають м'язи стопи. Для моделювання вважаємо, що після ендопротезування кульшового суглоба у процесі ходьби були змінені тільки м'язів, які безпосередньо оточують кульшовий суглоб.

Ми розглядали вплив латералізації осі стегнової кістки на функцію м'язів стегна. При формуванні ДК першими страждають м'язи, що приводять стегно.

**Результати.** Розгляд впливу збільшення офсету на локомоторну функцію почнемо з розгляду медіальних м'язів, основна функція яких полягає в аддукції стегна.

Короткий привідний м'яз (*m.add. brevis*) - це плоский трикутний м'яз, який розташований на внутрішній поверхні стегна. Він простягається від лобка до медіальної поверхні стегнової кістки. Це відносно короткий м'яз, тому зміна довжини офсета ендопротеза впливає на зміну його довжини. За даними аналізу зміна довжини м'яза становить біля 7 мм на кожний 1 см латералізації осі стегна. За даними аналізу зміни сили м'яза, яку він розвиває при ході, в нормі основна активність його припадає на фазу переносу стопи від 1,4 до 1,7 с, тобто на цьому періоді кроку м'яз виконує функцію приведення стегна. Збільшення його довжини приводить до необхідності розвивати меншу силу для виконання означеної функції через наявність «зайвої довжини», тобто при «виносі» стопи вперед м'язу немає необхідності у додатковій збільшенні довжини. М'яз переходить у «економний» режим роботи.

Довгий привідний м'яз (*m. add. Longus*) - великий віялоподібний м'яз, розташований у медіальній частині стегна. Основна функція полягає в приведенні стегна в кульшовому суглобі. При латералізації стегна, довжина м'яза збільшується приблизно на 5 мм на кожен сантиметр. Переважно м'яз активний на всьому періоді переносу стопи – від 1,3 с до моменту торкання п'ятки – 1,9 с. Збільшення довжини зменшує час його активації при переносі ноги до 1,8 с, тобто м'яз не здатний виконувати свою роботу при максимальному виносі стопи вперед – кінець фази переносу відбувається майже без участі довгого привідного м'яза. При збільшенні плеча дії сил на 2 см, спостерігається зона «вимкнення» м'яза на фазі відриву пальців стопи (від 1,0 с до 1,3 с), хоча в нормі і при збільшенні плеча на 2 см – м'яз в цій фазі активований.

Гребінний м'яз (*m. pectineus*) - м'яз стегна медіальної групи м'язів, розташований у верхній внутрішній частині стегна та виконує функції приведення (аддукції) та згинання стегна. Латералізація стегна сильно впливає на довжину цього м'яза, зміна довжини становить приблизно 7 мм на кожний сантиметр збільшення плеча дії сил. Активність м'яза в основному припадає від фази переносу стопи – від 1,3 с до 1,8 с.

Збільшення плеча дії сил зміщує час активації. При латералізації стегна на 1 см активація закінчується десь на фазі максимального виносу стопи вперед, а при збільшенні до 2 см – на фазі виносу стопи за зону вертикальної рівноваги (фаза суміжних стоп). При збільшенні плеча до 2 см, активність гребінного м'яза сильно знижується.

Клубово-поперековий м'яз (*m. iliopsoas*) - великий м'яз, розташований у внутрішній групі м'язів тазу, який складається з двох основних частин: клубового (*m. iliacus*) та великого поперекового (*m. psoas major*) м'язів. Він відіграє ключову роль у згинанні стегна та підтримці постави. При латералізації стегна, довжина м'яза змінюється приблизно на 5 мм на кожний сантиметр. Виходячи з функції м'яза у згинання стегна, основна активність припадає саме на період переносу стопи. В нормі м'яз активен на всьому періоді від відриву пальців стопи від опори (1,1 с) до фази суміжності стоп (1,5 с). Збільшення довжини м'яза призводить до зміщення початку активації м'яза ближче до фази передмаху, і чим більше довжина м'язу, тим більше скорочується час активації.

При ходьбі основну роботу по згинанню стегна та переносу стопи над опорою відіграють м'язи передньої поверхні.

Тонкий м'яз (*m. gracilis*) – довгий і тонкий м'яз, розташований у медіальному (привідному) відділі стегна, входить до групи привідних м'язів. Є єдиним привідним м'язом стегна, який перетинає та діє на два суглоби - кульшовий та колінний. Основна функція полягає у приведенні та згинанні стегна і коліна. Латералізація стегна майже не впливає на довжин м'яза. В нормі активність м'яза спостерігається на періоді від середини маху до кінця циклу кроку, тобто при виконанні згинання стегна і коліна. При латералізації стегна активність м'яза зменшується майже вдвічі (від 27,5 Н до 15 Н) на фазі відриву пальців, і продовжує зменшуватися до кінця циклу кроку.

Прямий м'яз стегна (*rectus femoris*) – це один з чотирьох м'язів, що складають чотириголовий м'яз стегна (квадрицепс), і розташований у передній частині стегна (рис 9, в). Він перетинає два суглоби (стегновий та колінний). Основні функції прямого м'яза стегна полягають у розгинанні коліна та згинанні стегна. Завдяки значній довжині м'яза, латералізація стегна практично не впливає на його довжину, але впливає на зміну вектору дії сил м'яза. Якщо в нормі активність м'яза відбувається переважно у фазі згинання стегна, тобто від 1,5 до 1,8 с, то при латералізації стегна активність спостерігається майже на всьому етапі кроку – від моменту торкання п'ятки опори –

0,65 с до кінця циклу – 1,9 с, і латералізація стегна призводить до збільшення активності м'яза.

Кравецький м'яз (*m. sartorius*) – це тонкий, довгий, поверхневий м'яз у передній частині стегна. Він проходить уздовж стегна, проходить через 2 суглоби – кульшовий та колінний. Відіграє важливу роль у стабілізації тазу. Виходячи зі значної довжини і складної траєкторії положення цього м'яза, зміна його довжини при латералізації стегна не перевищує 1-2 мм. В нормі, основна функція м'яза полягає в стабілізації таза, тобто при дотриманні анатомічних співвідношень, при ходьбі активність м'яза дуже низька. Але латералізація стегна призводить до зміни співвідношення таз-стегно, порушується рівновага як при опорі на стопу (від 0,6 с до 1,15 с), так і при переносі ноги до фази суміжності стоп і далі у фазі максимального виносу стоп вперед, тобто виникає декілька актив надмірної активації м'яза. Зі збільшенням офсету періоди активації збільшуються.

Натягувач широкої фасції стегна (*tensor fasciae latae, TFL*) – м'яз, розташований у верхній, зовнішній частині стегна. Відіграє ключову роль у рухах стегна та коліна, зокрема у стабілізації таза під час ходьби та бігу. На довжину м'яза зміна офсету ендопротеза майже не впливає. Але основна функція TFL полягає у стабілізації тазу, отже в нормі при збереженні анатомічних співвідношень, активність м'яза не значна, тобто він не розвиває надмірної сили для підтримки рівноважної системи при ходьбі. Латералізація стегна порушує рівновагу, що призводить до збільшення сили для її підтримки. І чим більше латералізація стегна, тим більше необхідна сила натягувача широкої фасції для підтримки рівноваги тіла. Переважно активність м'яза зростає у фазі стояки, тобто на всьому періоді опорі на стопу.

Сідничні м'язи *u gluteus medius* в основному виконують роботу по сгибанию (передня часть мышц) и разгибанию (задняя часть) бедра.

Середній сідничний м'яз (*gluteus medius*) – це м'яз сідничної області, який відіграє важливу роль у стабілізації та відведенні стегна, розташований між великим і малим сідничними м'язами, має форму віяла і прикріплюється до клубової кістки та великого вертлюга стегнової кістки. Основна функція - відведення стегна (рух ноги вбік) та стабілізація тазу під час ходьби та бігу, запобігаючи його опусканню.

Подовження середнього сідничного м'яза не перевищує 3 мм при латералізації стегна на 1 см. Але це помітно впливає на зміну його активності при ходьбі. М'яз більше активний в першій фазі кроку,

тобто при опорній фазі, але в нормі активність не перевищує 700 Н при одноопорному вертикальному стоянні (1,4 – 1,5 с). Латералізація стегна призводить до значного збільшення активності в період перекауту стопи (фаза стійки), і в кінці фази маху, тобто при максимальному відведенні стопи вперед. Латералізація стегна призводить до збільшення активності м'язу для підтримки рівноваги.

Малий сідничний м'яз (*gluteus minimus*) найменший з трьох сідничних м'язів, розташований під середнім сідничним м'язом (*gluteus medius*). Він відіграє важливу роль у стабілізації та відведенні стегна, а також у внутрішній ротації стегна. Латералізація стегна на 1 см веде до збільшення довжини м'язу до 5 мм, але ці змін приводять до значного зростання активності. В нормі активність м'язу практично однакова в продовж всього циклу кроку, з незначним ростом активності при вертикальній стійці (1,5 с). Латералізація стегна приводить до збільшення періодів активності м'язу у фазі стійки (перекат стопи), причому зі збільшенням офсету, збільшується тривалість періоду активності м'язу і зростання його сили.

**Обговорення.** Латералізація стегна після ендопротезування кульшового суглоба призводить до зміни роботи м'язів відповідальних за функціональність стегна. При ходьбі найбільші порушення функції спостерігаються у м'язах, відповідальних за згинання стегна та стабілізацію таза у фазі опори. Так прямий м'яз стегна збільшує активність при опорі на стопу майже в 6 разів – від 50 Нм в нормі до 300 ÷ 350 Н при збільшенні офсету. Натягувач широкої фасції стегна, основна функція якого полягає в стабілізації тазу у фазі опори, збільшує необхідну силу також у 4 – 6 разів в залежності від ступеня збільшення офсету - біля 50 Н в нормі, до 200 Н ÷ 275 Н при збільшенні плеча дії сил м'язів стегна. Кравецький м'яз, який виконує низку функцій як по згинанню стегна і коліна, так і по стабілізації тазу, має найбільші зміни функціональності при збільшенні офсету. При достатньо низькій активності в нормі – біля 20-25 Н, збільшення офсету призводить до різкого збільшення активації до 150 Н.

Таке зростання активації м'язів передньої і латеральної поверхні стегна пов'язана з порушенням балансу «таз – стегно – коліно – стопа». В нормі, тобто при нормальному офсеті, м'язи пристосовуються к економному режиму роботи, зміна балансу – латералізація базової точки «стегно» – виводить систему з рівноваги, і для її підтримки необхідне додаткова активація сили м'язів. У фазі опори здійснюється функція однопорної підтримки, тобто переважно активуються м'язи,

які відповідають за баланс системи, і зміна координат точок ротації (в нашому випадку зміщення точки ротації кульшового суглоба), призводить до збільшення енерговитрат всієї системи підтримки рівноваги [6]

Активация латеральних порцій сідничних м'язів, середнього і малого також зростає у фазі маху – перенос стопи над опорою. Середній сідничний м'яз змінює активацию майже в 2,5 рази – при середній активності 300 Н в нормі, до 800 Н при збільшенні офсету. Латеральне розташування малого сідничного м'яза відносно кульшового суглоба впливає на зміну його активации через зміну офсету ендопротеза. По-перше, помітно збільшується його довжина у межах 15 % (залежить від фази кроку), по-друге, необхідна активация для стабілізації таза при збільшенні офсету зростає в 4 рази – при середній силі м'язів у межах 75 Н, зростає до 325 Н.

Для м'язів-аддукторів, тобто м'язів медіальної поверхні стегна, спостерігається зменшення їх активации при ходьбі. Їх активність проявляється переважно при переносі кінцівки і задача полягає в аддукції стегна. Попередньо розтягнутий м'яз знаходиться у стані напруження, і для аддукції стегна потрібно відносно не значне зусилля.

Короткі м'язи забезпечують стабільність та утримання голівки в вертлюжному компоненті ендопротезу, в той час як довгі м'язи підтримують стабільність рівноваги та перенесення кінцівки. Перед тим нормальне регулювання системи неможливо одне без одного. В силу отриманих результатів можливо передбачити напрямок впливу на відновлення м'язів, відповідальних за функцію кульшового суглоба, а саме, поступове зміцнення та поновлення роботи коротких м'язів на першому етапі реабілітації в ранньому післяопераційному періоді, та подальше вбудовування в систему рухів довгих м'язів.

**Висновки.** Проведене динамічне моделювання показало, що при латералізації стегна після ендопротезування кульшового суглоба, м'язи стегна змінюють свою функціональність. М'язи-аддуктори стегна, відповідальні приведення стегна зменшують свою активність від 30 % до 45 %. Довгі, м'язи відповідальні за згинання (підйом стегна) збільшують силу у межах від 30 % до 75 %. Найбільші зміни в активності м'язів спостерігаються при переносі стопи, тобто у фазі маха нижньою кінцівкою. Латералізація стегна змінює тривалість і початок активации м'язів у фазах кроку їх відповідальності.

Всі означені зміни в активності м'язів призводить до порушення симетричності і ритмічності кроків, що потребує корекції методами

фізичної терапії на етапах післяопераційної реабілітації, первинним впливом на короткі групи м'язів, що стабілізують елементи руху конструкції ендопротезу.

### *Література.*

1. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement / Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2007. – V. 54, №. 11.
2. Anderson F.C., Pandy M.G.: Dynamic optimization of human walking. Journal of Biomechanical Engineering 123:381-390, 2001.
3. Knudson D. Fundamentals of biomechanics. 2nd ed. New York: Springer Science+Business Media; 2007. 343 p. ISBN 978-0-387-49311-4; e-ISBN 978-0-387-49312-1
4. Loudon J, et al. The clinical orthopedic assessment guide. 2nd ed. Kansas: Human Kin-etics, 2008. p.395-408
5. Loudon J, et al. The clinical orthopedic assessment guide. 2nd ed. Kansas: Human Kinetics, 2008. p.395-408; Demos, Gait analysis, (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK27235/>), 2004
6. Kizilova N., Karpinsky M., Karpinska E. Quasi-regular and chaotic dynamics of postural sway in human. Applied Non-Linear Dynamical Systems. Jan Awrejcewicz (ed). Springer Proceedings in Mathematics & Statistics. 2014; 93: 103-114. DOI: 10.1007/978-3-319-08266-0\_8.