

Фіщенко О.В.

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

Вплив зміни довжини важеля дій сил абдукторів стегна після ендопротезування кульшового суглоба на особливості ходьби пацієнтів (аналітичний огляд літератури)

Резюме. Робота присвячена вивченню основних напрямків досліджень біомеханічних особливостей ходьби людини після тотального ендопротезування кульшового суглоба в історичному аспекті й сучасного стану проблеми. Особлива увага звертається на проблему несиметричності довжини важеля абдукторів стегна після протезування, а саме наслідки, до яких призводить ця помилка. Розглянуті методи досліджень біомеханіки ходьби людини, як теоретичні, зокрема математичне динамічне моделювання, так і апаратні. Аналіз літератури показав, що при тяжких дегенеративно-дистрофічних ураженнях кульшового суглоба у хворих відбувається тяжке спотворення біомеханіки ходьби, що виражається в зменшенні часу опори на стопу, переносі ваги тіла на здорову чи порівняно здорову кінцівку, зменшенні довжини кроку через виражену контрактуру в кульшовому суглобі. У хворих спостерігається зростання асиметрії кроків, що робляться здоровою й хворою кінцівками, за різними параметрами. Часто спостерігається нестабільність параметрів від кроку до кроку. Ендопротезування кульшового суглоба приводить до позитивних зсувів параметрів ходьби, а саме збільшення довжини кроку, відновлення опори на протезовану кінцівку. Зростає швидкість пересування. Але в більшості хворих зберігається недостатність м'язового апарату, який під час перебігу захворювання втратив спроможність повноцінного функціонування. Крім того, проведене хірургічне втручання теж впливає на якість ходьби. За даними літератури було виявлено, що асиметрія довжини важеля абдукторів стегна відіграє свою негативну роль у уповільненні відновлення ходьби, особливо у віддалені періоди.

Ключові слова: ендопротезування; кульшовий суглоб; біомеханіка ходьби; огляд

Вертикальна ходьба є найбільш природною локомоцією людини, вона відбувається в результаті складної координованої дії скелетних м'язів, тулуба й кінцівок. Якщо через захворювання здатність до ходіння ставиться під загрозу, то результатом може бути тимчасове, а інколи і тривале обмеження опороспроможності й інвалідність. Виявлення причин і ступеня тяжкості порушень ходьби хворої людини є найважливішим завданням лікарів ортопедів-травматологів, що дасть змогу проводити відновне лікування.

Кількість ушкоджень і захворювань кульшового суглоба становить 8,1 % у структурі всієї патології опорно-рухової системи [1].

Тотальна хірургічна артропластика визнана операцією ХХ століття через високу задоволеність пацієнтів і покращання якості життя після операції [2]. Ендопротезування кульшового суглоба є одним з успішних

втручань не тільки в ортопедії, але й у всій сучасній медицині. З часу перших спроб ендопротезування кульшового суглоба у 1950-х роках удосконалення методології, техніки ендопротезування й післяопераційної реабілітації значно збільшило ефективність цієї процедури. За даними національних реєстрів [3], клінічний і функціональний результат ендопротезування через 10 років у більше ніж 95 % оцінюють як відмінний і понад 80 % протезів виживають після 25 років спостереження [4].

Кількість хворих на артроз стегна зростає, і, за оцінками дослідників, у 2010 році у світі було проведено понад 950 000 первинних і ревізійних операцій з приводу ендопротезування кульшового суглоба [5]. У Сполучених Штатах до 2030 р. планується збільшити кількість імплантатів на 174 %, але в країнах, що розвиваються, заплановані показники набагато вищі [6].

Метою нашого огляду було визначити основні тенденції вивчення й вирішення проблем біомеханічних ускладнень після ендопротезування кульшового суглоба при несиметричній довжині важеля абдукторів стегна в Україні та світі.

Операцію із заміни кульшового суглоба переважно проводять пацієнтам похилого віку, але у світі зростає кількість людей відносно молодого віку, які бажають отримати від свого кульшового суглоба максимальну віддачу [7]. Згідно з даними Національного центру статистики охорони здоров'я США [8], у період з 2000 по 2010 роки кількість замінь кульшового суглоба в людей віком до 55 років збільшилася втричі й становить близько 19 % від всіх таких операцій, причому в більшості пацієнтів відмічали лише початкові ознаки остеоартрозу. Отже, хірурги, які виконують ендопротезування кульшового суглоба, стикаються із завданням задовольнити високі очікування пацієнтів і забезпечити відмінні результати.

Як свідчать дані світової статистики, щорічно потребують ендопротезування суглобів від 500 до 1000 хворих на 1 млн населення, для України цей показник становить 25–40 тисяч хворих щороку. На жаль, поки що в Україні таких операцій роблять недостатньо [9, 10].

Сучасні ендопротези кульшових суглобів є складними продуктами з конструктивної й технологічної точки зору й повинні відповідати дуже суворим вимогам, що визначаються не тільки їх функціональним призначенням, а й доступністю для людей, які потребують ендопротезування [11, 12]. Широке застосування ендопротезування в медичній практиці дало змогу отримати численні статистичні дані про функціонування ендопротезів в організмі людини, оцінити їх термін служби й ускладнення, пов'язані з ендопротезуванням [13–15].

Аналіз літератури вказує на те, що крім ускладнень, пов'язаних із конструктивними особливостями ендопротезів, відмічають симптоматичні ускладнення, які проявляються в порушенні біомеханіки ходьби: знижені швидкості пересування, зменшенні довжини кроку, зменшенні сили реакції на землю й діапазону рухів стегна [16–20].

На початку ери тотального ендопротезування, у 60-х роках минулого сторіччя, на зміну ходьби після повної заміни кульшового суглоба не звертали особливої уваги [21]. Першим, хто почав вивчати проблеми порушень біомеханіки ходьби, пов'язаних у тому числі з ускладненнями після ендопротезування кульшового суглоба, був П.Ф. Лесгафт [22]. Перші дослідження просторової орієнтації таза при нормальній ходьбі були проведені А.К. Покатиловим і співавт. (1974) [23], а у хворих на ортопедичні захворювання — І.П. Вагановою [24].

Експериментальному визначенню суглобових реакцій була присвячена низка досліджень *In Vivo Measurements of Hip Joint Forces* [25–28]. Реакції в кульшовому суглобі реєстрували спеціальними тензодатчиками, вмонтованими в шийку ендопротеза,

який встановлювали пацієнту. Отримані дані до сьогодні служать для верифікації математичних моделей рухів людини.

Математичне моделювання є одним із способів кількісного аналізу навантажень на кульшовий суглоб. Цей підхід дозволяє за даними про динаміко-кінематичну структуру руху розрахувати зусилля в м'язах і реакції в кульшовому суглобі [27].

Більшу увагу патології ходьби після ендопротезування стали приділяти в останні 20 років через зростання очікувань пацієнтів, збільшення кількості цих операцій і застосування його в більш молодій й вимогливій групі пацієнтів [29].

Основними показниками якості ходьби є інтегральні параметри, що оцінюють час навантаження хворої й здорової кінцівок і розподіл навантаження упродовж фаз ходьби. Загальна характеристика порушень ходьби до та після ендопротезування кульшового суглоба наведена в роботі А.А. Надеєва [30], у якій автори показали, що при коксартрозі внаслідок болювого синдрому скорочується час опори на хвору кінцівку з компенсаторним ростом тривалості опори на іншому (здоровому) боці. Зменшується амплітуда переднього й заднього поштовхів, а саме відбувається обмеження навантаження на хворий суглоб під час найбільш різкої зміни сил взаємодії кінцівки з опорною поверхнею, помітно знижується темп ходьби. Асиметрія часових і опорних параметрів більше проявляється при однобічному ураженні кульшового суглоба, але присутня й при двобічному коксартрозі, тому що частіше один суглоб страждає більше за другий. У цілому для хворих на дегенеративно-диспластичні ураження кульшового суглоба характерна динамічна нестабільність біомеханічних параметрів ходи.

Т.В. Буйлова і Д.Е. Сиднев [31] за допомогою біомеханічного комплексу обстежили 85 хворих віком від 18 до 55 років із коксартрозом I–III стадій. Виявлені порушення ходи як у часових, так і просторових характеристиках кроку. У 44 % випадків відмічалось зменшення періоду опори на хворому боці, у 7 % — збільшення, в інших випадках тривалість періоду опори була в межах норми. Зменшення амплітуди згинання/розгинання в ураженому суглобі компенсувалось її відносним зростанням на контралатеральному боці. У значній кількості випадків був зменшений перекач через п'яту на обох кінцівках, у всіх хворих на коксартроз відмічалось зниження реакції опори хворої кінцівки, порушення ритму ходи. Зменшення опороздатності супроводжувалось виникненням значної різниці біомеханічних параметрів від кроку до кроку. Таким чином розмір навантаження хворої кінцівки не тільки зменшувався, але й ставав непостійним.

У хворих з однобічним коксартрозом, ускладненим вкороченням кінцівки, контрактурою кульшового суглоба із супутнім компенсаторним лордосколіозом, виникає порушення орієнтації таза в трьох площинах [32]. Дані, отримані за допомогою чутливих датчиків, які вимірювали ротацію таза у фронтальній, сагітальній і горизонтальній площинах при ходьбі у вільному

темпи, обробляли за допомогою комп'ютерних програм. У здорових хвилі були правильної форми, симетричні й повторювались при кожному новому циклі ходи, у хворих на коксартроз хвилі мали неправильну форму, характеризувались асиметрією і не завжди повторювались.

У цілому, за даними літератури, компенсаторні реакції організму, які спостерігаються при дегенеративно-дистрофічних ураженнях кульшового суглоба, направлені на зменшення патологічних проявів, впливають на ходьбу так:

- відбувається переніс опори на здорову або менш хвору ногу;
- зменшення тривалості опорної фази й збільшення періоду переносної фази кроку;
- перекис таза та його нахил з поглибленням поперекового лордозу;
- збільшення робочої амплітуди рухливості в дистальних суглобах хворої кінцівки для компенсації наявного обмеження рухів у кульшовому суглобі.

При розвитку патологічного процесу поступово скорочується тривалість відносної ремісії й знижується або повністю зникає ефективність консервативної терапії. Резерви компенсації, направлені на часткове збереження опороздатності кінцівки, утримання вертикальної постави тулуба при ході, зменшення больового синдрому, все більш вичерпуються, що закінчується повним зривом компенсації з проявом дегенеративно-дистрофічних змін у поперековому відділі хребта, контралатеральному кульшовому й колінних суглобах [33–35]. Різко зростає енергетична ціна ходи. Для збереження гомеостазу організм із порушенням функцій локомоцій змушений реагувати напруженням з боку забезпечуючих систем, насамперед серцево-судинної [35].

Ендопротезування кульшового суглоба приводить до певних позитивних змін у біомеханіці ходи — збільшення довжини кроку, більш рівномірного розподілу навантаження на нижні кінцівки, зменшення періоду подвійного кроку, що впливає на збільшення темпу пересування [36]. Полегшується також підтримка вертикальної пози, хода характеризується симетричністю подографічних та іхрографічних величин, функція поштовху оперованої кінцівки збільшується у 2–8 разів [37]. Дані подографії свідчать про зменшення асиметрії ходи, збільшення коефіцієнта ритмічності, збільшення міжланкових кутів у кульшовому й колінному суглобах [38].

При рентгенологічному дослідженні було оцінено вплив успішного ендопротезування на інші ланки опорно-рухового апарату, виявлено відсутність ознак прогресування патологічного процесу в контралатеральному кульшовому суглобі в 75,4 % і в попереково-крижовому відділі хребта — в 67,4 % хворих [39].

У низці робіт підкреслюється залежність біомеханіки від правильної імплантації ендопротеза, дотримання кутів фронтальної й горизонтальної відповідності, й особливо від встановлення тазового компонента в зоні анатомічного центра ротації кульшового сугло-

ба. Також особливу увагу приділяють забезпеченню рівної довжини нижніх кінцівок. У зв'язку з цим виникають деякі складнощі при диспластичному коксартрозі, тому що довжина оперованої кінцівки збільшується за рахунок установки ацетобулярного компонента в істинній вертлюжній западині й відновлення шийково-діафізарного кута стегновим компонентом ендопротеза.

При ендопротезуванні дегенеративного суглоба хірург намагається відновити нормальну анатомію суглоба, але залишається декілька протиріч щодо оптимального розміщення компонентів [40, 41]. Для відновлення оптимальних біомеханічних сил суглоба вертлюжна маса повинна бути медіалізована, що призводить до зменшення відстані між центром крутіни й віссю тіла [42], це забезпечує кращі механічні умови для абдукції м'язів стегна [43], але виникає ризик скорочення глобального зміщення. При збільшенні зміщення стегнової кістки виникає ризик надмірної компенсації, що призведе до збільшення напруження м'язів-абдукторів і, можливо, зниження їх функції. Вирішенню цієї проблеми було присвячена робота F. Bjørdal, K. Bjørgul [44]. Метою дослідження було вивчення взаємозв'язку між зміною довжини важелів м'язів-абдукторів і клінічним результатом, включно з можливими наслідками перебільшеного зсуву. Вони дослідили, чи існують якісь відмінності в клінічному результаті між пацієнтами, які мали збільшення важеля руки, порівняно з пацієнтами, які зберігали свій анатомічний важіль. Але оцінка результатів за даними рентгенограм і опитувальником Харріса не вивила значущої різниці між пацієнтами зі збільшеним важелем абдукторів стегна і тими, у кого було збережено анатомічну симетрію. Є дані, що зміщення відіграє важливу роль, коли оцінюють клінічні результати ендопротезування. У деяких дослідженнях було зафіксовано, що збільшення зміщення приводить до збільшення діапазону рухів, покращення механічних переваг абдукторів стегна й підвищення стабільності через збільшення подовження м'язових тканин [43–46]. Неможливість відновити компенсацію призводила до посилення реактивних сил суглоба і, внаслідок цього, до збільшення зношування поліетилену [47]. Але Little et al. [48] припустили, що збільшення більше ніж на 5 мм від контралатерального стегна також може призвести до зношування поліетилену.

Важливість зміщення стегнової кістки при ендопротезуванні була підкреслена в деяких авторів, але робіт, які безпосередньо досліджували б роль важеля абдукторів і його вплив на клінічний результат, замало. Дослідження показали, що існує кореляція між довжиною важеля абдуктора стегна й силою м'язів. McGroarty et al. [45] повідомили, що довжина важеля є одним з найбільш важливих факторів, що впливають на м'язову силу абдуктора. Використовуючи тривимірну біомеханічну модель, Delp et al. [49] продемонстрували, що бічний зсув центра тазостегнового суглоба негативно впливає на функцію м'язів-абдукторів, зменшуючи важіль, а тим самим — і здатність генерувати моменти тазостегнового суглоба.

Останнім часом усі більше дослідників вивчають вплив зміни довжини важеля абдуктора стегна як на конструктивні компоненти ендопротезів, так і на біомеханічні характеристики ходьби, особливо у віддалені терміни спостереження. Якщо ще 10 років тому основним інструментом дослідників було клінічне дослідження пацієнтів і переважно статичні моделі, то зараз на допомогу прийшли потужні комп'ютерні технології моделювання, тривимірне моделювання за реальними томограмами, програми моделювання ходьби людини з можливістю передачі для аналізу реальних даних пацієнта — антропометричні, рентгено- і томографічні, біографічні. Дослідники вже працюють над вивченням впливу зміни асиметрії в декілька міліметрів.

За останні 2–3 роки з'явилося декілька робіт, присвячених дослідженню впливу зміни довжини важеля абдукторів стегна після ендопротезування на ходьбу людини. E. Sariali et al. [50] провели проспективне порівняльне дослідження 28 пацієнтів, яким була виконана повна артропластика стегнових суглобів. Було досліджено 3 групи хворих до та після ендопротезування, у яких констатували мінімальне зменшення важеля на 15 % (9 пацієнтів), його відновлення (14 хворих) і мінімальне збільшення на 15 % (5 осіб). Аналіз ходьби проводився через 1 рік. Було доведено, що зменшення важеля на 15 % призводить до зміни параметрів ходьби. На відміну від груп з відновленням і збільшенням важелем у групі зі зменшенням важелем спостерігалася статистично значима асиметрія між сторонами, з меншим діапазоном руху й більш низькою максимальною швидкістю качання на протезованому боці. Було виявлено, що зміна важеля на 6 мм вже має клінічні наслідки.

H.A. Rüdiger et al. [51] у проведеному дослідженні подали кількісні дані про вплив зміни зміщення стегнової кістки на м'язові й сумісні сили при нормальній ходьбі. Зменшення важеля стегнової кістки потребувало від хворого збільшення сили м'язів-абдукторів (до 20 %) для підтримки нормальної ходьби, що, у свою чергу, збільшувало силу сумісної реакції. Вони висловили думку, що означений ефект підкреслює важливість точної реконструкції зміщення стегнової кістки.

F. Amirouche et al. [52] провели комплексне дослідження впливу зміни довжини важеля абдуктора стегна на параметри ходьби пацієнтів і мікрорухливість ніжки ендопротеза в кістковому каналі. Дослідники вивчали вплив зміни важеля абдукторів у межах від +5 до –5 мм. Вивчення параметрів ходьби проводили за допомогою системи OpenSim. Як повідомляють автори, зменшення довжини важеля абдукторів призвело до збільшення тривалості циклу ходьби на 0,03 с і збільшення сил тазової частини суглобів, м'язи активуються раніше.

При всіх позитивних впливах тотального ендопротезування кульшового суглоба на біомеханіку ходьби нормальна локомоція в більшості хворих не відновлюється [53, 54]. Відмічають, що рухи в суглобі здійснюються в повному обсязі, сила м'язів достатня, рентгенологічний результат відмінний, але кульгавість залишається. Причиною такого явища, на думку бага-

тьох авторів, є не стільки слабкість м'язів, скільки порушення організації роботи м'язів, що оточують кульшовий суглоб. Справа полягає в тому, що ходьба людини характеризується оптимальним сполученням зовнішніх (гравітаційних, інерційних) і внутрішніх (м'язових) сил [55]. Отже, через недостатність м'язового апарату, що супроводжує дегенеративно-дистрофічний процес у кульшовому суглобі, оперативне втручання впливає на біомеханічні характеристики ходьби після ендопротезування. І, як повідомлялося вище, на силу м'язів і, відповідно, на ходьбу впливають і помилки чи особливості встановлення ендопротеза в кожному конкретному випадку.

Висновки

Аналіз літератури показав, що при тяжких дегенеративно-дистрофічних ураженнях кульшового суглоба у хворих виникає тяжке спотворення біомеханіки ходьби, що виражається в зменшенні часу опори на стопу, переносі ваги тіла на здорову чи порівняно здорову кінцівку, зменшенні довжини кроку через виражену контрактуру в кульшовому суглобі. У хворих спостерігається зростання асиметрії параметрів кроків, що робляться здоровою й хворою кінцівками. Часто виникає нестабільність параметрів від кроку до кроку.

Ендопротезування кульшового суглоба призводить до позитивних зсувів параметрів ходьби, а саме збільшення довжини кроку, відновлення опори на протезовану кінцівку. Зростає швидкість пересування. Але в більшості хворих зберігається недостатність м'язового апарату, що під час перебігу захворювання втратив спроможність повноцінного функціонування. Крім того, проведене хірургічне втручання теж впливає на якість ходьби. За даними літератури було виявлено, що асиметрія довжини важеля абдукторів стегна відіграє свою негативну роль в уповільненні відновлення ходьби, особливо у віддалені періоди.

Конфлікт інтересів. Автор заявляє 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. Learmonth I.D. The operation of the century: total hip replacement / Learmonth I.D., Young C., Rorabeck C. // *Lancet*. — 2007. — Vol. 370. — P. 1508-1519.
3. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Annual Report. Adelaide: AOA; 2016–2017. — https://www.aoa.org.au/docs/default-source/annual-reports/aoa-annual-report-2016-17.pdf?sfvrsn=8898c404_8
4. Pivec R. Hip arthroplasty / Pivec R., Johnson A.J., Mears S.C., Mont M.A. // *Lancet*. — 2012. — Vol. 380. — P. 1768-1777.
5. Kurtz S.M. International Survey of Primary and Revision Total Hip Replacement / Kurtz S.M., R der C., Lau E., Ong K.,

- Widmer M., Maravic M. [et al.] // 56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. — 2010.
6. Kurtz S. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030 / Kurtz S., Ong K., Lau E., Mowat F., Halpern M. // *J. Bone Joint Surg. [Am.]*. — 2007. — Vol. 89-A. — P. 780-785.
7. Khanduja V. Total Hip Arthroplasty in 2017 — Current Concepts and Recent Advances // *Indian J. Orthop.* — 2017 Jul-Aug. — Vol. 51(4). — P. 357-358.
8. Wolford M.L. Hospitalization for Total Hip Replacement Among Inpatients Aged 45 and Over: United States, 2000–2010 / M.L. Wolford; K. Palso; A. Bercovitz // *NCHS Data Brief*. — February 2015. — № 186.
9. Гайко Г.В. Стан та перспективи розвитку ендопротезування суглобів в Україні / Гайко Г.В., Поляченко Ю.В., Рибачук О.І. // *Вісник ортопедії, травматології та ендопротезування*. — 2000. — № 2(27). — С. 71-72.
10. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава / А.Е. Лоскутов. — Днепрпетровск: Лура, 2010. — 344 с.
11. Mancuso C.A. Fulfillment of patients' expectations for total hip arthroplasty / Mancuso C.A., Jout J., Salvati E.A., Sculco T.P. // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2009. — Vol. 91. — P. 2073-2078.
12. Queen R.M. Total hip arthroplasty surgical approach does not alter postoperative gait mechanics one year after surgery / Queen R.M., Appleton J.S., Butler R.J., Newman E.T., Kelley S.S., Attarian D.E. [et al.] // *PM&R*. — 2014. — Vol. 6, Issue 3. — P. 221-226.
13. Judge A. A clinical tool to identify patients who are most likely to receive long term improvement in physical function after total hip arthroplasty / Judge A., Javaid M.K., Arden N., Cushman J., Reading I., Croft P. [et al.] // *Arthritis Care Res (Hoboken)*. — 2012. — Vol. 64. — P. 881-889.
14. Hurwitz D.E. Hip motion and moments during gait relate directly to proximal femoral bone mineral density in patients with hip osteoarthritis / Hurwitz D.E., Foucher K.C., Sumner D.R., Andriacchi T.P., Rosenberg A.G., Galante J.O. // *J. Biomech.* — 1998. — Vol. 31. — P. 919-925.
15. Holtzman J. Effect of baseline functional status and pain on outcomes of total hip arthroplasty / Holtzman J., Saleh K., Kane R. // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 2002. — Vol. 84-A. — P. 1942-1948
16. Abraham R. Instability after total hip replacement / Abraham R., Arthur L.M. // *Sem. in Arthro.* — 2005. — Vol. 16. — P. 132-41.
17. Atwood S. Corrosion-induced fracture of a double-modular hip prosthesis: a case report // Atwood S., Patten E., Bozic K., Pruitt L., Ries M. // *J. of Bone and Joint Surg.* — 2010. — Vol. 92(6). — P. 1522-25.
18. Grupp T. Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement — failure mode analysis and influence of implant material / Grupp T., Weik T., Bloemer W., Knaebel H. // *BMC Musc Dis.* — 2010. — Vol. 11(3). — P. 1-12.
19. Waldstein W. A complication during femoral broaching in total hip arthroplasty: a case report / Waldstein W., Boettner F. // *Open Ortho J.* — 2013. — Vol. 7. — P. 272-4.
20. Wright G. Fracture of a modular femoral neck after total hip arthroplasty. A case report / Wright G., Sporer S., Urban R., Jacobs J. // *J. of Bone and Joint Surg.* — 2010. — Vol. 92(6). — P. 1518-21.
21. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. — Berlin: Springer-Verlag, 1979.
22. Лесгафт П.Ф. Избранные труды по анатомии. — М.: Медицина, 1968.
23. Покатилов А.К. Характер взаимосвязи движений нижних конечностей и таза при ходьбе здоровых людей / Покатилов А.К., Санин В.Г. // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 1974. — № 8. — С. 1-7.
24. Ваганова И.П. Методика количественной оценки степени хромоты / Ваганова И.П., Мякотина Л.И., Шминке Г.А. // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 1974. — № 8. — С. 64-66.
25. Ueo T. Biomechanical aspects of aseptical necrosis development at hip head. / Ueo T., Tsutsumi S., Yamamoto T., Okimura H., Shimizu A., Nakamura T. // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* — 1985. — Vol. 104. — P. 145-149.
26. Van Reitbergen B. Trabecular bone tissue strains in the healthy and osteoporotic human femur / Van Reitbergen B., Eckstein F., Koller B., Huiskes R., Baaijens F.P.T., Rueggsegger P. // *VI conference of the European Society of Biomechanics*. — Dublin, 2000. — P. 19.
27. Сотин А.В. Определение нагрузок на бедро при здоровой ходьбе / Сотин А.В., Акулич Ю.В. // *Тезисы докладов IV Всероссийской конференции по биомеханике «Биомеханика-98»*. — Нижний Новгород, 1998. — С. 80.
28. Clark C.R. Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty / Clark C.R., Huddleston H.D., Schoch E.P., Thomas B.J. // *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* — 2006. — Vol. 14. — P. 38-45.
29. McWilliams A. Leg length inequality following total hip replacement / A. McWilliams, T.D. Stewart, A.J. Grainger, P.J. O'Connor, D. White, A. Redmond, M.H. Stone // *J. Orthop. Trauma*. — 2011. — Vol. 25. — P. 37-42.
30. Надеев А.А. Рациональное эндопротезирование тазобедренного сустава / А.А. Надеев и др. — М.: Бином, 2004. — 240 с.
31. Буйлова Т.В. Использование биомеханических данных для коррекции походки у больных с коксартрозом / Т.В. Буйлова, Д.Е. Сиднев // *Человек и его здоровье: Материалы VII Российского национального конгресса*. — СПб., 2002. — С. 34-35.
32. Ohneda Y. Quantitative analysis of the limp in coxarthrosis / Y. Ohneda, R. Kawate, S. Tamai // *Hip biomechanics*. — Токуо, 1993. — P. 49-59.
33. Эпштейн Г.Г. Изменение статико-динамической функции при артрозе тазобедренного сустава / Г.Г. Эпштейн, Е.Я. Гринштейн, А.З. Некачалова // *Повреждения и заболевания тазобедренного сустава*. — СПб., 1983. — С. 91-100.
34. Бадхен В.В. Физиологическое обоснование «стоимости» ходьбы у больных после эндопротезирования тазобедренных суставов с различной степенью выраженности нарушения статико-динамической функции / В.В. Бадхен // *Актуальные вопросы ортопедии*. — Л., 1987. — С. 110-114.
35. Ries M. Cardiovascular fitness and health in patients with end-stage osteoarthritis / M. Ries, G. Groff, E. Philbin // *Arthritis Rheum.* — 1995. — Vol. 38. — P. 799-805.

36. Long W. Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty / W. Long, L. Dorr, B. Healy, J. Perry // *Clin. Orthop.* — 1993. — № 288. — P. 73-77.
37. Смирнов Г.В. Комплексная биомеханическая оценка эффективности эндопротезирования тазобедренного сустава / Г.В. Смирнов, В.С. Молочный, Ю.И. Ежов // *Материалы VI съезда травматологов-ортопедов СНГ.* — Ярославль, 1993. — С. 200.
38. Гринштейн Е.Я. Трудоспособность больных и инвалидов после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава / Е.Я. Гринштейн // *Актуальные вопросы ВТЭ и реабилитации инвалидов.* — Л., 1989. — С. 5-12.
39. Городний И.П. Значение биомеханического исследования в прогнозировании результатов тотального эндопротезирования тазобедренного сустава / И.П. Городний и др. // *Человек и его здоровье: Материалы Российского национального конгресса.* — СПб., 1999. — С. 218.
40. Kurtz W.B. Factors affecting bony impingement in hip arthroplasty / Kurtz W.B., Ecker T.M., Reichmann W.M., Murphy S.B. // *J. Arthroplast.* — 2010. — Vol. 25. — P. 624-634.
41. Maruyama M. The Frank Stinchfield Award: morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning / Maruyama M., Feinberg J.R., Capello W.N., D'Antonio J.A. // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2001. — Vol. 393. — P. 52-65.
42. Bonnin M.P. Do we medialise the hip centre of rotation in total hip arthroplasty? Influence of acetabular offset and surgical technique / Bonnin M.P., Archbold P.H., Basiglini L., Fessy M.H., Beverland D.E. // *Hip Int.* — 2012. — Vol. 22(4). — P. 371-378.
43. Asayama I. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty / Asayama I., Charnongkich S., Simpson K.J., Kinsey T.L., Mahoney O.M. // *J. Arthroplast.* — 2005. — Vol. 20. — P. 414-420.
44. Bjørndal F. The role of femoral offset and abductor lever arm in total hip arthroplasty / Filip Bjørndal, Kristian Bjørgul // *J. Orthop. Traumatol.* — 2015. — Vol. 16(4). — P. 325-330.
45. McGroary B.J. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty / McGroary B.J., Morrey B.F., Cahalan T.D., An K.N., Cabanela M.E. // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1995. — Vol. 77. — P. 865-869.
46. Matsushita A. Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty / Matsushita A., Nakashima Y., Jingushi S., Yamamoto T., Kuraoka A., Iwamoto Y. // *J. Arthroplast.* — 2009. — Vol. 24. — P. 646-651.
47. Sakalkale D.P. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty / Sakalkale D.P., Sharkey P.F., Eng K., Hozack W.J., Rothman R.H. // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2001. — Vol. 388. — P. 125-134.
48. Little N.J. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset / Little N.J., Busch C.A., Gallagher J.A., Rorabeck C.H., Bourne R.B. // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2009. — Vol. 467. — P. 2895-2900.
49. Delp S.L. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles / Delp S.L., Wixson R.L., Komattu A.V., Kosmond J.H. // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 1996. — Vol. 328. — P. 137-146.
50. Sariali E. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty / Elhadi Sariali, Shahnaz Klouche, Alexandre Mouttet, Hugues Pascal-Moussellard // *Acta Orthopaedica.* — 2014. — Vol. 85, Issue 2. — P. 123-127.
51. Rüdiger H.A. Effect of changes of femoral offset on abductor and joint reaction forces in total hip arthroplasty / H.A. Rüdiger, M. Guillemin, A. Latypova, A. Terrier // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.* — 2017. — Vol. 137, Issue 11. — P. 1579-1585.
52. Amirouche F. Absence d'influence de l'offset fémoral sur la micromobilité à l'interface os-prothèse dans un modèle expérimental / Amirouche F., Solitro G., Walia A. // *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* — 2016. — Vol. 102, Issue 3. — P. 279.
53. Якимова Е.А. Реабилитационная эффективность эндопротезирования и сохранных операций на тазобедренном суставе / Е.А. Якимова и др. // *Вестник Всероссийской гильдии протезистов-ортопедов.* — 2001. — № 4. — С. 60-61.
54. Ajemian S. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty / S. Ajemian, D. Thon, P. Clare, L. Kaul, R.F. Zernicke, B. Loitz-Ramage // *Physical Medicine and Rehabilitation.* — 2004. — Vol. 85 (Issue 12). — P. 1966-1971.
55. Бойко І.В. Ефективність медичної, соціальної та професійної реабілітації інвалідів, хворих на коксартроз / Бойко І.В., Дорогань С.Д., Бойко О.М., Ліфаренко Є.Л. // *Вісн. ортопед., травматол. та ендопротезув.* — 2004. — № 1. — С. 81-84.

Отримано 21.08.2018 ■

Фищенко А.В.

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

Влияние изменения длины рычага действий сил абдукторов бедра после эндопротезирования тазобедренного сустава на особенности ходьбы пациентов (аналитический обзор литературы)

Резюме. Работа посвящена изучению основных направлений исследований биомеханических особенностей ходьбы человека после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава в историческом аспекте и современного состояния проблемы. Особое внимание уделялось проблеме несимметричности длины рычага абдуктора бедра после протезирования, а именно последствиям, к которым приводит эта ошибка.

Рассмотрены методы исследований биомеханики ходьбы человека, как теоретические, с помощью математического динамического моделирования, так и аппаратные. Анализ литературы показал, что при тяжелых дегенеративно-дистрофических поражениях тазобедренных суставов у больных возникает тяжелое искажение биомеханики ходьбы, что выражается в уменьшении времени опоры на стопу, переносе веса тела на здоровую

или сравнительно здоровую конечность, уменьшении длины шага из-за выраженной контрактуры в тазобедренном суставе. У больных наблюдается рост асимметрии шагов, которые делаются здоровой и больной конечностями, по разным параметрам. Часто наблюдается нестабильность параметров от шага к шагу. Эндопротезирование тазобедренного сустава приводит к положительным сдвигам параметров ходьбы, а именно увеличению длины шага, восстановлению опоры на протезированную конечность. Растет скорость передвижения. Но у боль-

шинства больных сохраняется недостаточность мышечного аппарата, который за время заболевания потерял способность полноценно функционировать. Кроме того, проведенное хирургическое вмешательство тоже влияет на качество ходьбы. По данным литературы было выявлено, что асимметрия длины рычага абдуктор бедра играет свою негативную роль в замедлении восстановления ходьбы, особенно в отдаленные периоды. **Ключевые слова:** эндопротезирование; тазобедренный сустав, биомеханика ходьбы; обзор

A.V. Fishchenko

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

The influence of changes in the length of hip abductor moment arm after hip replacement on the features of patients' walking (analytical review of literature)

Abstract. The work deals with the main directions in the study of biomechanical features of human walking after total hip replacement in the historical aspect and present state of the problem. Special attention was paid to the problem of asymmetry in the length of the hip abductor moment arm after arthroplasty, namely the consequences to which these error leads. Methods for studying human walking biomechanics, both theoretical, in particular mathematical dynamic modeling, and device-based, are considered. Analysis of literature has shown that in severe degenerative-degenerative lesions of the hip joint, patients have severe disturbances of walking biomechanics, which is manifested in reduced time of foot support, the transfer of body weight to a healthy or relatively healthy limb, a decrease in the step length due to the significant contracture in the hip joint. In pa-

tients, there is an increase in the asymmetry of steps taken by healthy and injured limbs, according to different parameters. Often, instability of parameters from step to step is observed. Hip joint replacement leads to positive shifts of walking parameters, namely increasing the length of the step, restoring the support to the prosthetic limb. The speed of moving is increasing. But in the majority of patients, there is a lack of muscle strength, muscular system has lost the ability to function properly during the disease. In addition, the surgical intervention also affects the quality of walking. According to the literature, it was found that the asymmetry of the length of hip abductor moment arm plays negative role in slowing down the restoration of walking, especially in remote periods.

Keywords: arthroplasty; hip joint; biomechanics of walking; review