

Страфун С.С.¹, Фіщенко О.В.², Карпінська О.Д.³¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна²Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова МОЗ України, м. Вінниця, Україна³ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Біомеханічні особливості ходьби хворих на коксартроз за даними системи GAITrite

Частина 1. Геометричні параметри ходьби

Резюме. Мета роботи: оцінити динаміку та особливості геометричних параметрів ходьби пацієнтів до тотального протезування кульшового суглоба та після нього при збереженні та зменшенні довжини плеча дії абдукторів (ДПДА) стегна після протезування у віддаленому періоді спостереження. **Матеріали та методи.** Аналізували геометричні параметри ходьби: довжина кроку (Step Length) або короткий крок; довжина довгого кроку (Stride Length); ширина опори (H-H Base Support) та величини кута розвороту стопи (Toe In/Toe Out), що були отримані за допомогою системи GAITrite. Було проаналізовано параметри ходьби 46 хворих на коксартроз. До I групи увійшло 26 хворих, у яких рентгенометрично після протезування кульшового суглоба довжина плеча дії абдукторів стегна не змінилася або різниця не перевищувала 10 мм у бік зменшення. До II групи потрапили хворі (20 пацієнтів), у яких після протезування рентгенометрично було виявлено зменшення ДПДА стегна більше ніж на 10 мм. Обстеження проводили до протезування та у віддалені періоди спостереження — через 1–1,5 та 5–7 років після протезування. **Результати.** До протезування групи за параметрами ходьби були однаковими. Протезування у більшості хворих приводило до відновлення параметрів ходьби, хоча у більшості випадків нормалізація параметрів і не досягала середньостатистичної референтної норми, але практично відновлювало симетричність ходьби. Через 5–7 років у хворих спостерігали погіршення параметрів ходьби, а у деяких хворих погіршення показників досягало значень до ендопротезування. Особливо це було помітно у хворих зі зменшеною довжиною дії плеча абдукторів стегна. У цих хворих відбувалося постійне перенапруження означених м'язів, що у віддаленому періоді призводить до розвитку чи прогресування дегенеративних змін в інших суглобах нижньої кінцівки — колінному суглобі, гомілково-ступневому суглобі та поперековому відділі хребта, що й обумовлює погіршення ходьби у віддаленому періоді спостереження. **Висновки.** Проведений аналіз показав, що у хворих зі зменшенням довжини плеча дії абдукторів стегна внаслідок тривалого однобічного перенапруження м'язів протезованої кінцівки у віддаленому періоді спостерігається втрата опорності та надбаних після протезування навичок ходьби.

Ключові слова: протезування кульшового суглоба; абдуктори стегна; геометричні параметри ходьби

Вступ

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

Кількість ушкоджень та захворювань кульшового суглоба становить 8,1 % серед усієї патології опорно-рухової системи [1]. Найбільш ефективними на сьогодні є оперативні методи лікування. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, в світі щороку виконується 1,500 млн тотальних заміщень кульшового суглоба. Кількість операцій у світі останніми роками збільшилася на 80 % [2–5]. Виходячи з даних світової статистики, щорічно потребують протезування суглобів від 500 до 1000 хворих на

1 млн населення, для України такий показник становить 25–40 тисяч хворих щороку. На жаль, поки що в Україні таких операцій роблять значно недостатньо [6, 7].

Незважаючи на постійно зростаючу кількість операцій протезування та моделей ендопротезів, одночасно зростає і кількість ускладнень після протезування. Ускладнення при ендопротезуванні кульшового суглоба залежать не тільки від початкового стану кульшового суглоба, а й обумовлені часто відсутністю чіткого алгоритму при плануванні операції [8]. Однією з частих особливостей протезування кульшового суглоба є недотримання довжини дії абдукторів стегна протезованого суглоба порівняно з контралатеральним. Різниця у довжині плеча дії абдукторів стегна протезованого та контралатерального суглобів може досягати 50 мм [9]. Ця проблема мало вивчена в роботах і вітчизняних, і закордонних авторів. І якщо якість протезування у хворих оцінюють переважно рентгенометрично чи за допомогою опитувальників якості життя, то особливості біомеханіки пересування таких хворих вивчені недостатньо. Тим менше є робіт, присвячених розгляду віддалених ускладнень ендопротезування кульшового суглоба у хворих з різною довжиною плеча дії абдукторів (ДПДА) стегна.

Мета роботи: оцінити динаміку та особливості геометричних параметрів ходьби пацієнтів до тотального протезування кульшового суглоба та після нього при збереженні та зменшенні довжини плеча дії абдукторів стегна після протезування у віддаленому періоді спостереження.

Матеріали та методи

Аналізували геометричні параметри ходьби хворих, у яких після протезування рентгенометрично була виявлена різна ДПДА стегна. У дослідження були залучені хворі, у яких різниця у довжині кінцівок до протезування не перевищувала 4 см, тобто вкорочення могло бути усунено протезуванням, і після лікування різниця у довжині кінцівок не перевищувала 2 см, тобто функціонально хворі могли пересуватися без кульгавості. Було проаналізовано параметри ходьби 46 хворих на коксартроз, які було поділені на 2 групи. До I групи увійшло 26 хворих, у яких рентгенометрично після протезування кульшового суглоба довжина дії абдукторів стегна не змінилася або різниця не перевищувала 10 мм у бік зменшення. До II групи потрапили хворі (20 пацієнтів), у яких після протезування рентгенометрично було виявлено зменшення ДПДА стегна більше ніж на 10 мм. Обстеження проводили до протезування та у віддалені періоди спостереження — через 1–1,5 та 5–7 років після протезування. Як референтна норма були взяті дані [10].

Для оцінки біомеханічної якості ходьби хворих з дегенеративними захворюваннями кульшового суглоба нами було застосовано систему GAITRite. Ця система являє собою електронну доріжку, з'єднану з комп'ютером, що автоматизує вимірювання часо-

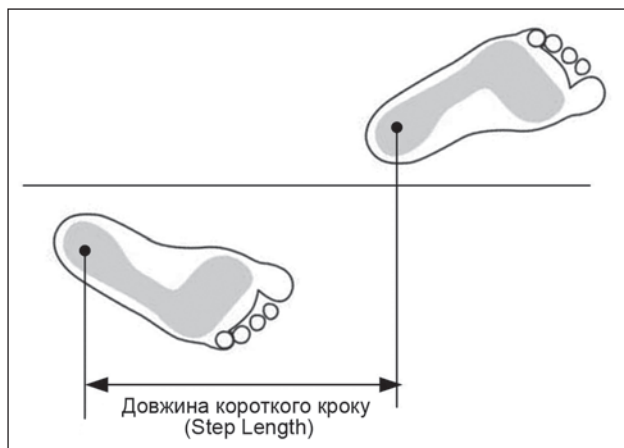


Рисунок 1. Схема вимірювання довжини кроку

вих і просторових параметрів ходьби. Система відтворює параметри, що описують механізм ходьби людини і характеризують здатність до підтримки рівноваги, координації і спільних дій скелетно-м'язової та нервової систем. При пересуванні по доріжці пацієнт активує датчики тиску, а програма за спеціальними алгоритмами формує зони відбитків стопи і розраховує просторові та часові параметри ходьби.

Отримані дані були оброблені статистично, визначали наступні параметри: середнє (М) та стандартне відхилення (SD), мінімальне та максимальне значення. Порівняння параметрів кроків кожної кінцівки між групами хворих проводили за допомогою Т-тесту для незалежних вибірок. Порівняння з референтною нормою проводили за допомогою одновибіркового Т-тесту. Аналіз проводили в пакеті SPSS 20.0.

Результати

Було проведено статистичний аналіз результатів дослідження хворих на коксартроз до та у віддалені періоди після протезування кульшового суглоба, отриманих за допомогою системи GAITRite. Аналізували геометричні параметри ходьби: довжина кроку (Step Length) або короткий крок; довжина довгого кроку (Stride Length); ширина опори (H-H Base Support) та величини кута розвороту стопи (Toe In/Toe Out).

Довжина кроку (Step Length) або короткий крок — відстань між відбитками різнойменних стоп. Вимірюють вздовж лінії прогресії кроку від центра п'ятки однієї ноги до центра п'ятки другої (рис. 1).

Проведений статистичний аналіз показав, що до лікування у хворих на коксартроз спостерігали статистично значуще ($p < 0,001$) зменшення довжини кроку і хворої, і здорової кінцівки порівняно зі значенням референтної норми — $66,9 \pm 7,5$ см.

Треба відмітити, що через втрату опірності хворого суглоба довжина кроку здоровою кінцівкою менше, ніж довжина кроку хворої кінцівки (якщо розвиток дегенеративного процесу в контралатеральному суглобі

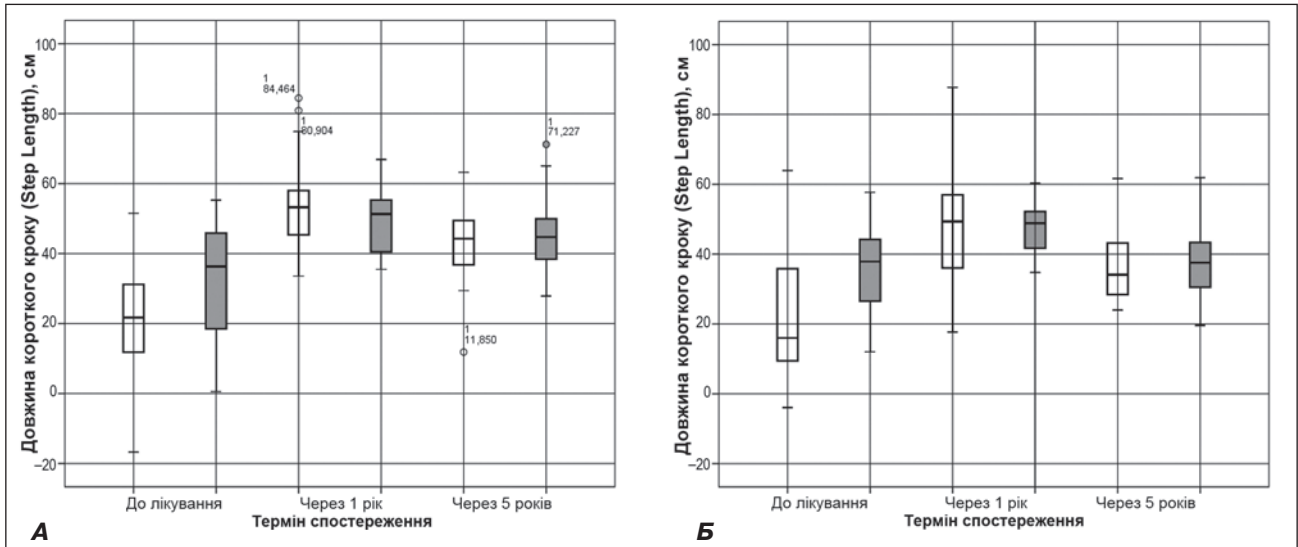


Рисунок 2. Зміна параметра «довжина короткого кроку» у хворих на коксартроз упродовж спостереження: А — I група; Б — II група; ■ — здорова кінцівка; □ — хвора (протезована) кінцівка

не досяг також повної втрати опірності). На діаграмі (рис. 2) показано динаміку параметра впродовж спостереження.

Було виявлено, що довжина кроку хворої кінцівки статистично значущо ($p < 0,05$) більше кроку здорової кінцівки. Через 1 рік після протезування у хворих спостерігається значне збільшення довжини кроку обома кінцівками, у переважній більшості хворих вирівнюється довжина кроків, і різниця між ними стає статистично однаковою: у I групі — $51,2 \pm 12,3$ см для здорової й $49,8 \pm 9,3$ см для хворої кінцівки ($p = 0,246$); а в II групі — $46,8 \pm 16,7$ см і $47,6 \pm 7,3$ см відповідно ($p = 0,841$). На цьому етапі спостереження групи хворих статистично не відрізняються ($p = 0,671$ для здорової та $p = 0,501$ для хворої кінцівки). Іншу картину спостерігаємо у віддаленому періоді, у хворих відбувається зменшення довжини кроків для обох кінцівок. На цей час спостереження різниця між групами

досягнула статистично значущого рівня для всіх параметрів ($p < 0,05$). Відмітимо, що у хворих на віддалений термін спостереження 5–7 років відбулося значуще зменшення довжини кроку: у хворих I групи для здорової кінцівки, а у хворих II групи — протезованої. Але одночасно в обох групах спостерігається вирівнювання довжини кроку.

Довжина довгого кроку (Stride Length) — відстань між послідовними однойменними відбитками стоп. Вимірюється відстань між точками п'яток двох послідовних відбитків однієї стопи по лінії прогресії кроку (рис. 3). Референтна норма — $134,2 \pm 15,1$ см.

Було проаналізовано параметр довгого кроку хворих на коксартроз до протезування, через 1 рік та впродовж 5–7 років після нього. Динаміка параметра довгого кроку наведена на рис. 4.

До лікування у хворих обох груп довжина довгого кроку була практично однаковою, причому і для хворої

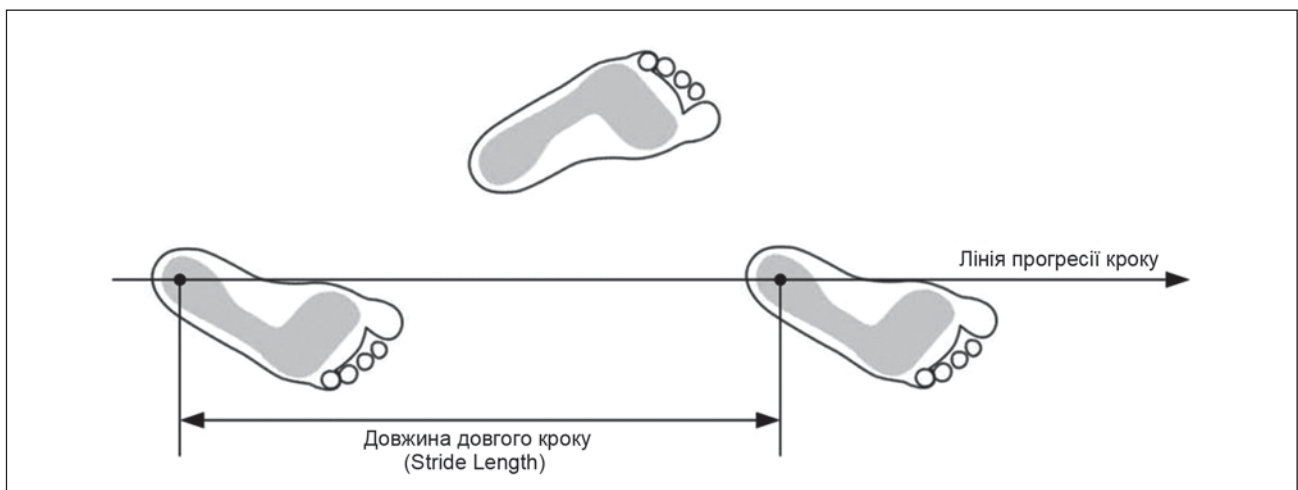


Рисунок 3. Схема вимірювання довжини довгого кроку

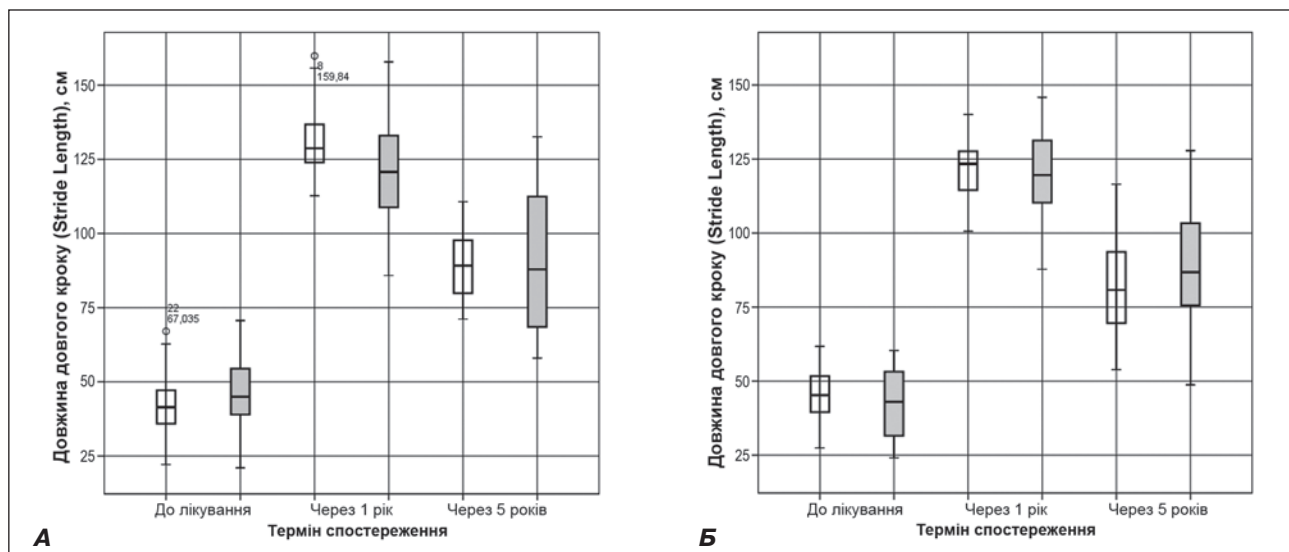


Рисунок 4. Зміна параметра «довжина довгого кроку» у хворих на коксартроз упродовж спостереження: А — I група; Б — II група; □ — здорова кінцівка; ■ — хвора (протезована) кінцівка

($p = 0,550$), і для здорової ($p = 0,202$) кінцівки, в середньому становила біля 40 см, причому загальний розкид значень в обох групах не перевищував 60 см. Зменшення довжини довгого кроку для здорової кінцівки порівняно із хворою пояснюється тим, що на хворій кінцівці внаслідок втрати опорних функцій кульшового суглоба зменшується й опора на нього, і хворий для підтримки рівноваги скорочує довжину кроку здорової кінцівки.

Через рік після протезування, коли у хворих вже повністю відновилась опорна функція оперованої кінцівки та хворі звикли до протезу, спостерігали значне збільшення довжини довгого кроку в усіх хворих. Треба відмітити, що у хворих I групи довжина кроків була більше, ніж у хворих II групи, особливо це помітно для довжини довгого кроку здорової кінцівки (для I групи — $130,58 \pm 11,42$ см, для II групи — $121,50 \pm 10,11$ см), причому ця різниця виявилася ста-

тистично значущою ($p = 0,007$), тобто у хворих I групи опірність протезованого суглоба була вище, ніж у хворих II групи. Довжина довгого кроку хворої кінцівки у пацієнтів обох груп була близька, тобто опірність не протезованого суглоба зберіглася.

У віддалений період спостереження була відмічена часткова втрата довжини довгого кроку, причому для обох суглобів. Але у хворих I групи довжина довгого кроку здорової кінцівки ($89,33 \pm 11,14$ см) була статистично значущо ($p = 0,040$) більшою, ніж у хворих II групи ($80,76 \pm 16,29$ см). Зменшилася довжина довгого кроку і хворої кінцівки, особливо у хворих II групи, але різниця не досягала статистичної значущості ($t = 0,543$; $p = 0,590$).

Ширина опори (H-H Base Support) — відстань між відбитками стопи до осі прогресії руху протилежної стопи. Вимірюють як вертикальну відстань від центра п'ятки одного сліду на лінію прогресії,

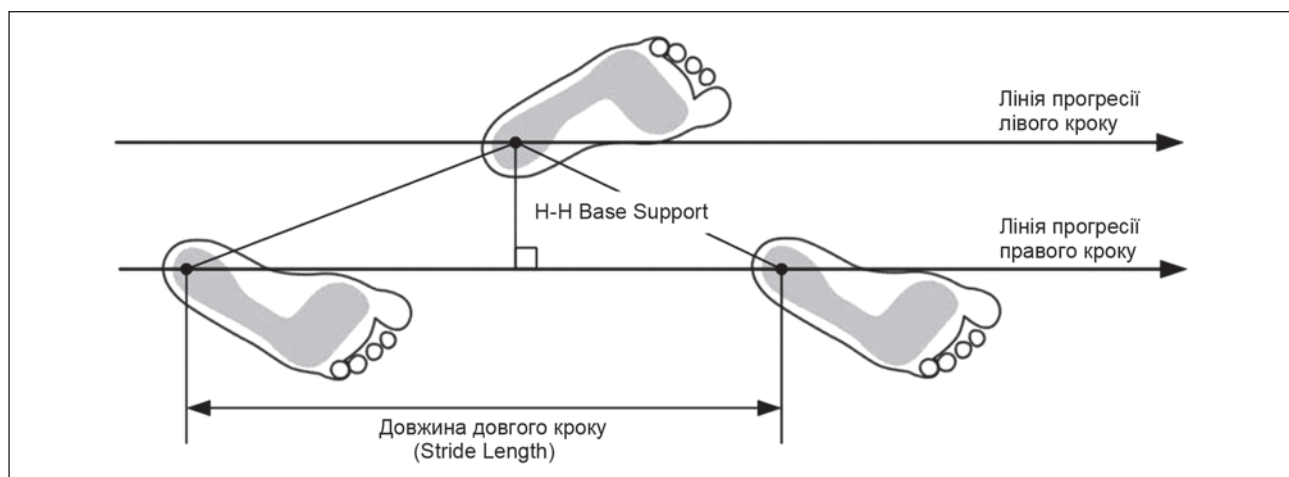


Рисунок 5. Схема вимірювання ширини бази кроку

сформовану двома слідами протилежної кінцівки (рис. 5).

Даний параметр є одним із найважливіших ознак ходьби, особливо при діагностиці захворювань кульшового суглоба. Перша ознака дегенеративних змін у кульшовому суглобі — поява больових відчуттів при привідно-відвідних рухах нижньої кінцівки. З часом розвиваються привідно-відвідні контрактури, які заважають хворому нормально пересуватися. У тяжких випадках може спостерігатися зміщення кінцівки медіально, тобто значне зменшення ширини кроку. В результаті протезування кульшового суглоба вирішується проблема патологічного розвороту суглоба, але у подальшому функціонування протезованого суглоба цілком залежить від правильної роботи м'язів стегна та загального стану нижніх кінцівок. Була проаналізована динаміка ширини кроку у хворих до протезування та після. Результати наведено у табл. 1.

За даними проведеного статистичного аналізу було доведено, що у хворих на коксартроз ширина кроку здорової кінцівки впродовж всього терміну спостереження, починаючи із першого звернення до протезування, становить близько 13–14 см. Для хворої кінцівки було визначено первинне значне зменшення ширини кроку до 5–6 см. Через 1 рік після протезування у хворих збільшилася ширина кроку, але не досягла значень здорової кінцівки. Через 5 років спостереження ширина кроку у хворих залишилася на тому ж рівні.

Треба відмітити, що параметр «ширина кроку» у хворих на коксартроз змінюється у широких межах. Це пояснюється як наявністю привідно-відвідних контрактур, так і особистими особливостями постави людини, звички ходьби, яка формувалася впродовж життя та розвитку хвороби. За даними, отриманими після проведення статистичного аналізу, можна бачити, що у деяких хворих спостерігали навіть негативні (мінусові) значення ширини кроку як хворої, так і здорової кінцівок. Це можна поясни-

ти тим, що за наявності вкорочення хворої кінцівки пацієнт для підтримки рівноваги виносить кінцівку за лінію прогресії кроку хворої кінцівки й тим самим компенсує втрату опороздатності цієї кінцівки. А винос хворої кінцівки за лінію прогресії здорової кінцівки відбувається через наявність контрактури чи відвідних болів. Звичайно, такий характер ходьби спостерігався тільки у деяких хворих з тяжким й тривалим перебігом коксартрозу, при якому відбулося майже повне руйнування суглоба. Переважно це були пацієнти похилого віку.

Величини кута розвороту стопи під час ходьби (Toe In/Toe Out) — це кут між лінією прогресії та середньою лінією сліду стопи, тобто кут розвороту стопи відносно осі напрямку руху однойменної ноги (рис. 6). Визначають у градусах. У нормі кут розвороту стопи коливається в межах від 10 до 15° [3].

Це ще один важливий показник для оцінки як ходьби хворих, так і якості протезування. Відомо, що нормальний кут розвороту стопи становить від 7° до 15°. При дегенеративних захворюваннях кульшового суглоба внаслідок того, що хворий під впливом больового синдрому починає винаходити більш зручний спосіб установки кінцівки, кут розвороту стопи іноді збільшується до 45°.

Таке положення стопи при тривалому перебігу захворювання призводить до зміни біомеханічних навантажень на м'язи кульшового суглоба та нижніх кінцівок, змінюючи не тільки їх силу, а й напрямок дії. Протезуванням не завжди можна, а часто і неможливо змінити роботу м'язів, що у віддалений період призводить до негативних наслідків, навіть до вивихів ендпротезів, розвитку захворювання колінних і гомілкових суглобів.

Ми проаналізували параметр «кут розвороту стопи під час ходьби» у наших хворих упродовж спостереження. Результати наведені в табл. 2.

Статистичний аналіз показав, що у хворих на коксартроз спостерігається помітний латеральний розворот стопи хворої кінцівки, хоча у більшості хворих

Таблиця 1. Результати статистичного аналізу параметра «ширина опори»

Термін	Група хворих			
	I (≥)	II (<)	I (≥)	II (<)
	Кінцівка			
	Здорова		Хвора	
До лікування	13,6 ± 6,2 –2,1 ÷ 25,8	11,4 ± 4,7 5,5 ÷ 23,9	5,9 ± 4,2 –2,0 ÷ 14,7	5,1 ± 4,1 –2,2 ÷ 16,5
	t = 1,265; p = 0,213		t = 0,595; p = 0,555	
1–1,5 року	13,9 ± 4,2 3,6 ÷ 21,9	13,6 ± 3,9 7,4 ÷ 21,7	9,7 ± 5,3 0,0 ÷ 20,1	9,1 ± 3,7 1,9 ÷ 18,0
	t = 0,253; p = 0,802		t = 0,453; p = 0,653	
5–7 років	13,5 ± 5,5 4,8 ÷ 26,2	12,7 ± 4,9 1,8 ÷ 20,1	10,2 ± 5,8 0,0 ÷ 20,6	8,2 ± 4,9 0,0 ÷ 19,2
	t = 0,523; p = 0,604		t = 1,330; p = 0,190	

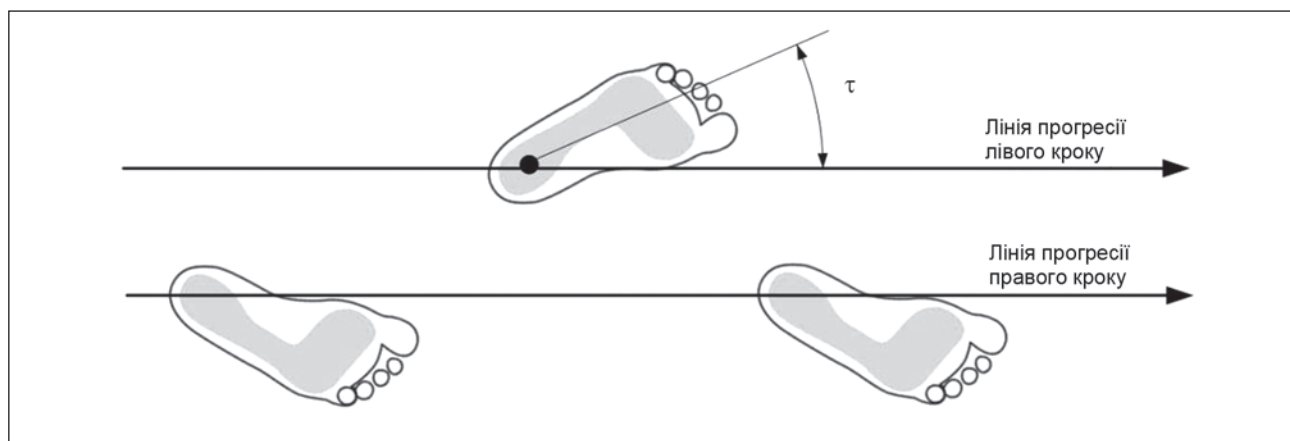


Рисунок 6. Схема вимірювання кута розвороту стопи (Тоє)

кут розвороту в середньому і знаходився незначно вище норми (не перевищував 20°), але парний аналіз показав, що розворот стопи здорової кінцівки статистично значущо менший, ніж розворот стопи хворої ($p = 0,001$). Через 1 рік після протезування виявилось, що у більшості хворих кут розвороту стопи протезованої кінцівки зменшився, але все ж залишався статистично більшим, ніж кут здорової кінцівки. На 5-й рік спостереження у хворих I групи ми спостерігали практично нормалізацію кута розвороту стопи протезованої кінцівки і констатували відсутність асиметрії у розвороті стоп кінцівок ($p = 0,732$); у той же час у хворих II групи кут розвороту стоп і протезованої, і контралатеральної кінцівок збільшився, причому асиметрія розвороту стоп зросла ($p = 0,019$).

Обговорення

За результатами проведеного статистичного аналізу геометричних параметрів ходьби хворих на коксартроз упродовж спостереження від першого звернення до періоду 5–7 років після протезування було виявлено деякі закономірності для пацієнтів, у яких рентгено-

логічно після протезування було виявлено зменшення довжини плеча дії абдукторів стегна (II група хворих), та у хворих, у яких ДПДА стегна залишилися без зміни (I група хворих).

Отже, до протезування групи за параметрами ходьби були однаковими, тобто у хворих простежувалися всі ознаки спотворення ходьби внаслідок дегенеративного захворювання кульшового суглоба. Протезування у більшості хворих приводило до відновлення параметрів ходьби, хоча у більшості випадків нормалізація параметрів і не досягала середньостатистичної референтної норми, але практично відновлювало симетрію ходьби.

При коксартрозі у хворих змінюється постава кінцівки, а саме: виникає розворот стопи латерально, через розвиток привідно-відвідних контрактур відбувається зміщення анатомічного центра ваги нижньої кінцівки у медіальний бік. Протезуванням ці вади у більшості хворих було виправлено, хоча і недостатньо через конструктивні особливості ендопротезів, що обмежують відведення кінцівки.

Тобто через 1 рік після протезування, на момент, коли хворі вже повністю відновилися після оператив-

Таблиця 2. Результати статистичного аналізу параметра «величини кута розвороту стопи»

Термін	Група хворих			
	I (≥)		II (<)	
	Кінцівка			
	Здорова	Хвора	Здорова	Хвора
До лікування	7,8 ± 1,9 3,2 ÷ 12,2	19,8 ± 10,5 1,0 ÷ 40,2	8,0 ± 1,7 5,3 ÷ 12,1	16,4 ± 9,3 0,2 ÷ 34,3
	t = -5,675; p = 0,001		t = -3,882; p = 0,001	
1–1,5 року	8,4 ± 1,8 4,7 ÷ 12,3	11,3 ± 4,4 2,8 ÷ 19,2	8,0 ± 2,0 4,7 ÷ 11,8	10,8 ± 4,1 2,5 ÷ 17,8
	t = -3,193; p = 0,004		t = -2,416; p = 0,026	
5–7 років	9,3 ± 1,6 6,0 ÷ 12,6	9,6 ± 4,3 2,4 ÷ 18,5	9,3 ± 2,5 5,1 ÷ 13,3	12,9 ± 6,2 -1,8 ÷ 20,7
	t = -0,347; p = 0,732		t = -2,561; p = 0,019	

ного втручання та освоїли ендопротез, спостерігалось значне покращення параметрів ходьби.

У віддаленому періоді, через 5–7 років, у хворих спостерігали погіршення параметрів ходьби, а у деяких хворих погіршення показників досягало значень до ендопротезування. Особливо це було помітно у хворих II групи.

Як відомо, якість ходьби обумовлює не тільки сам ендопротез, а й стан м'язової системи стегна, поперекового відділу хребта та всієї нижньої кінцівки. Як показали результати моделювання, при зменшенні ДПДА стегна хворому треба докладати більше зусиль для здійснення рухів, а саме ходьби. Таким чином, у хворих зі зменшеною ДПДА стегна відбувалося постійне перенапруження означених м'язів, що у віддаленому періоді призвело до розвитку чи прогресування дегенеративних змін в інших суглобах нижньої кінцівки — колінному суглобі, гомілково-ступневому суглобі та поперековому відділі хребта. А враховуючи те, що протезування проводили у хворих переважно похилого віку, більшість з яких через 5–7 років набули додатково інші захворювання опорно-рухового апарату, то додаткові постійні асиметричні напруження м'язів нижніх кінцівок збільшили швидкість прогресування дегенеративних змін у суглобах.

Висновки

Проведений статистичний аналіз геометричних параметрів ходьби пацієнтів з коксартрозом до протезування та після нього показав, що у хворих зі зменшенням довжини плеча дії абдукторів стегна внаслідок тривалого однобічного перенапруження м'язів протезованої кінцівки у віддаленому періоді спостерігається втрата опірності та надбаних після протезування навичок ходьби. Як було виявлено, втрата опороздатності та симетричності ходьби спостерігалася майже в усіх хворих, але у хворих зі зменшеною ДПДА стегна ці зміни були більш помітними.

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

Список літератури

1. Шапиро К.И. Социально-гигиеническая характеристика больных с заболеваниями тазобедренного сустава // Повреждения и заболевания тазобедренного сустава. — Л., 1983. — С. 62–64.
2. Abu-Amer L., Darwech J., Clohisy J.C. Aseptic loosening of total joint replacements: mechanisms underlying osteolysis and potential therapies // Arthritis Res. Ther. — 2007. — Vol. 9(Suppl. 1). — S. 6.
3. Kreutzer J., Schneider M., Schiegel U. et al. Cemented total hip arthroplasty in Germany — an update // Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. — 2005. — Vol. 143, № 1. — P. 48–55.
4. Skutek M., Bourne R.B., MacDonald S.J. International epidemiology of revision THR // Orthoped. Trauma. — 2006. — Vol. 20, № 3. — P. 157–161.
5. Filippenko V.A., Deduch N.V., Schkodovskaja N.Y. et al. Clinical and morphological aspects of aseptic loosening of the hip endoprosthesis // Orthop. Traumatol. Prosthetics. — 2009. — № 3. — P. 65–69.
6. Гайко Г.В., Поляченко Ю.В., Рибачук О.І. Стан та перспективи розвитку ендопротезування суглобів в Україні // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2000. — № 2(27). — С. 71–72.
7. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава / А.Е. Лоскутов. — Д.: Лира, 2010. — 344 с.
8. Вакуленко В.М. Предоперационное планирование полной замены тазобедренного сустава // Тезисы симпозиума «Эндопротезирование крупных суставов». — М., 17–19 мая 2000 года. — С. 12–13.
9. Тяжелов А.А. Клинико-биомеханическое обоснование и построение модели работы мышц, обеспечивающих горизонтальное равновесие таза / Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Р.В., Фищенко В.А. // Травма. — 2017. — Т. 18, № 5. — С. 13–18.
10. Московко Г.С. Дослідження функції ходи за допомогою GaitRite: описання та нормативні дані / Московко Г.С. // Biomedical and Biosocial Anthropology. — 2007. — V. 8. — P. 18–22.

Отримано 25.01.2018 ■

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

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

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

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

Биомеханические особенности ходьбы больных с коксартрозом по данным системы GAITRite Часть 1. Геометрические параметры ходьбы

Резюме. Цель работы: оценить динамику и особенности геометрических параметров ходьбы пациентов до тотального протезирования тазобедренного сустава и после него при сохранении и уменьшении длины плеча действия абдукторов (ДПДА) бедра после протезирования в отдаленном периоде наблюдения. **Материалы и методы.** Анализировали геометрические параметры ходьбы: длина шага (Step Length) или короткий шаг; длина длинного шага (Stride Length); ширина опоры (H-H Base Support) и величины угла разворота стопы (Toe In/Toe Out), которые были получены с помощью систе-

мы GAITRite. Были проанализированы параметры ходьбы 46 больных коксартрозом. В I группу вошли 26 больных, у которых рентгенометрически после протезирования тазобедренного сустава длина плеча действия абдукторов бедра не изменилась или разница не превышала 10 мм в сторону уменьшения. Во II группу вошли больные (20 пациентов), у которых после протезирования рентгенометрически было выявлено уменьшение ДПДА бедра больше чем на 10 мм. Обследование проводили до протезирования и в отдаленные периоды наблюдения — через 1–1,5 и 5–7 лет после протезирования.

Результаты. До протезирования группы по параметрам ходьбы были одинаковыми. Протезирование у большинства больных приводило к восстановлению параметров ходьбы, хотя в большинстве случаев нормализация параметров и не достигала среднестатистической референтной нормы, но у большинства больных восстанавливало симметричность ходьбы. Через 5–7 лет у больных наблюдали ухудшение параметров ходьбы, а у некоторых больных ухудшение показателей достигало значений до эндопротезирования. Особенно это было заметно у больных с уменьшенной длиной плеча действия абдукторов бедра. У этих больных происходит постоянное перенапряжение указанных мышц, что в отдаленном периоде приводит к

развитию или прогрессированию дегенеративных изменений в других суставах нижней конечности — коленном суставе, голеностопном суставе и поясничном отделе позвоночника, что и обуславливает ухудшение ходьбы в отдаленном периоде наблюдения. **Выводы.** Проведенный анализ показал, что у больных с уменьшением длины плеча действия абдукторов бедра в результате длительного одностороннего перенапряжения мышц протезированной конечности в отдаленном периоде наблюдается потеря опорности и приобретенных после протезирования навыков ходьбы.

Ключевые слова: протезирование тазобедренного сустава; абдукторы бедра; геометрические параметры ходьбы

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

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

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

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

Biomechanical walking features in patients with coxarthrosis by the GAITRite system data Part 1. The geometric parameters of walking

Abstract. Background. The purpose was to assess the dynamics of changes and the features of the geometric parameters of patients' walking before and after total hip replacement with the preservation and reduction of the hip abductor moment arm length after arthroplasty in the long-term follow-up period. **Materials and methods.** We analyzed the geometric parameters of walking — the length of the step (Step Length) or a short step; the length of the long stride (Stride Length), the width of the support (H-H Base Support) and the value of the toe in/out angle (Toe In/Toe Out) that were obtained with the GaitRite system. The walking parameters of 46 patients with coxarthrosis were analyzed. In group I, there were 26 patients, in whom the hip abductor length did not change, or the difference did not exceed 10 mm downwards, the second group included patients (n = 20), who had a decrease in hip abductor moment arm length by more than 10 mm after arthroplasty. The examination was carried out before replacement and in remote observation periods — in 1–1.5 and 5–7 years. **Results.** Prior to the surgery, groups were identical

in terms of parameters of walking. In most patients, arthroplasty led to the restoration of walking parameters, although in most cases, the normalization of the parameters did not reach the average referential rate, but in most patients, the symmetry of walking was restored. After 5–7 years, patients had worsening of walking parameters, and in some persons, deterioration of the indices reached values before the surgery. This was particularly noticeable in patients with reduced hip abductor length. In these persons, there is a constant overstrain of these muscles, which leads to the development or progression of degenerative changes in other joints of the lower limb that causes a worsening of walking in a remote observation period. **Conclusions.** The analysis showed that in patients with a decrease in hip abductor length, there is a loss of support and walking skills acquired after arthroplasty in the late period as a result of prolonged unilateral overstrain of the prosthetic limb muscles.

Keywords: hip replacement; hip abductors; geometric parameters of walking