

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ім. М. І. ПИРОГОВА МОЗ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова праця  
на правах рукопису

Браніцький Олександр Юрійович

УДК 616.728.2-089.28:612.76

**ДИСЕРТАЦІЯ**

ВПЛИВ НАБУТОГО ПАТЕРНУ ХОДЬБИ ПРИ ТРИВАЛОМУ ПЕРЕБІГУ  
ДЕГЕНЕРАТИВНОГО КОКСАРТРОЗУ НА ВІДНОВЛЕННЯ ПІСЛЯ  
ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ

22 «Охорона здоров'я»

222 «Медицина»

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

  
\_\_\_\_\_ О. Ю. Браніцький

Науковий керівник: Фіщенко Володимир Олександрович, доктор медичних наук, професор

## АНОТАЦІЯ

*Браніцький О. Ю.* Вплив набутого патерну ходьби при тривалому перебігу дегенеративного коксартрозу на відновлення після ендопротезування. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеня доктора філософії з галузі знань 22 «Охорона здоров'я» за спеціальністю 222 – «Медицина». – Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова МОЗ України, Вінниця, 2021.

Дисертація присвячена реабілітації хворих на остеоартроз після ендопротезування кульшового суглоба при тривалому перебігу хвороби, у яких сформувався хибний патерн ходьби та частково зберігся після лікування.

Вивчення впливу набутого патерну ходьби при тривалому перебігу дегенеративного коксартрозу на відновлення після ендопротезування є на сьогодні важливим завданням для забезпечення повноцінного та якісного життя людини, збереження його працездатності.

Для розуміння фізіологічних процесів формування патологічного патерну ходьби була розроблена концептуальна модель формування «біомеханічної моделі тіла» та її зміни в наслідок тривалого перебігу остеоартрозу. За представленою концептуальною моделлю сформований постуральний патерн при впливі на організм патологічних змін (тривалого захворювання чи руйнівного впливу), починає змінюватися, організм поступово залучає компенсаторні механізми, які дозволяють до певної межі запобігти болю. Тривалий перебіг захворювання запускає паралельний механізм зміни формули тіла з формуванням іншого візерунку руху. Тобто раніше сформований нормальний стереотип змінюється на патологічний на низькому рівні нервової системи.

Оцінка змін, які відбуваються у м'язах хворої кінцівки, була проведена за допомогою математичного моделювання в системі OpenSim 4.0. Модель передбачала вивчення змін у м'язах хворої кінцівці, які наростають зі збіль-

шенням обмеження рухів та формуванням згинально-розгинальних контрактур в кульшовому суглобі.

За даними, отриманими при моделюванні привідних та згинально-привідних контрактур кульшового суглоба, можна відмітити той факт, що контрактура змінює роботу м'язів не тільки навколо кульшового суглоба, а й всієї нижньої кінцівки. Відмічено, що моделювання тільки привідної контрактури до 5° викликає помітні зміни довгого м'яза *m. add. longus* внутрішньої групи м'язів стегна, та м'яза *m. tensor fasciae latae* – стабілізатора стегна. З м'язів задньої групи стегна найбільш чутливі до зміни роботи є *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* та *m. biceps femoris*. Внаслідок зміни їх навантаження зміщується періоди скорочення і релаксації м'язів. Спотворюється робота всіх м'язів гомілки, відповідальних за згинання гомілки, стопи та пальців стопи.

Моделювання комбінованої згинально-привідної контрактури (згинальна установка 10°, привідна 7°), показало, що порушення в роботі м'язів збільшуються, і до цих м'язів залучається м'яз передньої групи стегна – *m. sartorius*. Значно зросли порушення у м'язах гомілки у вигляді зміщення періодів скорочення та релаксації.

Збільшення важкості згинально-привідної контрактури із вкороченням кінцівки (згинальна установка 20°, привідна 10°) викликали суттєві зміни в роботі всіх досліджених м'язів. Розрахунки показали зростання необхідної для виконання кроку сили м'язів у декілька разів, особливо для м'язів задньої групи. В роботі м'язів практично зникли періоди релаксації, тобто при ходьбі вони постійно знаходяться у напруженому стані. До м'язів нижньої кінцівки додалися м'язи внутрішньої групи тазу – *m. iliacus* та *m. psoas major* – відповідальних за нахил тулуба.

За результатами моделювання виявлено, що при привідній та незначній згинально-привідній контрактурах відбуваються зміни у всіх м'язах нижньої кінцівки, зміщуються періоди їх скорочення та релаксації, але рівень напруження м'язів знаходиться близько до нормальних значень – не перевищуючи

їх на 30 %. Значна згинально-привідна контрактура призводить до спотворення функції м'язів у вигляді розвитку надмірних навантажень для здійснення кроку (до 100 – 300 %), що звичайно, не може відбуватися в реальних умовах. Нездатність м'язів розвивати необхідні зусилля призводять до зміни параметрів кроку у вигляді зменшення довжини кроку та тривалості періодів опори на стопу, зміни характеру переносу стопи, тощо.

Дослідження хворих проводили за допомогою системи GAITRite, призначеної для оцінки параметрів ходьби людини. Досліджували часові та геометричні параметри ходьби, а також функціональну спроможність хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування.

Результати аналізу показали, що через 6 місяців після ендопротезування у хворих відмічається значне покращення параметрів ходьби, вирівнюється тривалість кроків та їх довжина, але відмічається порушення опори на стопу протезованої кінцівки та не відновлюється до норми розворот стопи. Залишається меншою фаза переносу стопи протезованої кінцівки, при цьому фаза опори на здорову кінцівку не дорівнює фазі переносу стопи. У хворих втрачається плавність ходьби, вони обережніше наступають на стопу протезованої кінцівки, на частку секунди утримуючи її від повної опори на стопу. Після ендопротезування залишається набута звичка зменшення фази опори на повну стопу. Періоди торкання п'яткою та пальцями збільшуються, а період перекату зменшується. Зміни незначні, не перевищують 5 % для кожного періоду, але їх накопичення призводять до того, що різниця у фазах ходьби досягає 10 – 15 %. Не відновлюється після ендопротезування розворот стопи, він залишається збільшеним, що призводить до зміни кутів важелів роботи м'язів всієї нижньої кінцівки і, як наслідок, до зміни механіки їх роботи. Операція ендопротезування має покращити якість життя пацієнта, зменшити больові синдроми, усунути різницю у довжині кінцівок та контрактури у суглобах. Якщо протезування та післяопераційний період пройшли без ускладнень, функція ходьби через певний час нормалізується. За нашими даними асиметрія кроків зберігається. Набута звичка неправильної установки

стопи, обережність при переносі ваги тіла на стопу хворої ноги, картина переносу стопи в більшості випадків зберігається і після ендопротезування. Тобто те, що було набуто хворим як пристосувальний механізм при патологічній ходьбі, залишається і після усунення проблем із суглобом. Незначні асиметрії кроків призводять до порушення анатомічних співвідношень в роботі м'язів, зміні їх важелів, через що знову виникає замкнуте коло повільного накопичення патологічних змін в анатомічних структурах організму.

Повернути набутий хибний патерн ходьби у бік нормалізації, особливо у молодих пацієнтів, вдалося завдяки розробленому комплексу реабілітаційних заходів, який передбачає низку статичних та динамічних фізичних вправ, спрямованих на відновлення симетричності ходьби (патент на корисну модель № 126691UA). Після реабілітаційного курсу відмічалось помітне покращення симетричності ходьби. За показником функціональної оцінки (FAP) якість ходьби склала  $(84,1 \pm 2,3)$  бали (при 85-100 балах, які вважають за норму), тоді як у хворих без реабілітації FAP становив  $(81,7 \pm 1,4)$  бали.

**Ключові слова:** остеоартроз, ендопротезування, патерн ходьби, GAITRite, динамічне моделювання.

## ANNOTATION

*Branitsky O. Yu.* Influence of the acquired pattern of walking at a long course of degenerative coxarthrosis on recovery after endoprosthesis. – Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in 22 «Health care» in the specialty 222 «Medicine». – National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya Ministry of Health of Ukraine, Vinnytsia, 2021.

The dissertation is devoted to the rehabilitation of patients with osteoarthritis after hip arthroplasty in the long course of the disease, in which a false walking pattern was formed and partially preserved after treatment.

The study of the influence of the acquired pattern of walking in the long course of degenerative coxarthrosis on recovery after endoprosthesis is today an important task to ensure a full and quality human life, maintaining its efficiency.

To understand the physiological processes of formation of the pathological pattern of walking, a conceptual model of the formation of the "biomechanical model of the body" and its changes as a result of long-term osteoarthritis was developed. According to the presented conceptual model the formed postural pattern at influence on an organism of pathological changes (long disease or destructive influence) begins to change, the organism gradually includes compensatory mechanisms which allow to prevent pain to some extent, but long course of a disease. Prolonged course of a disease launches a parallel mechanism for changing the formula of the body and the formation of another pattern of movement. That is, the previously formed normal stereotype changes to pathological at a low level of the nervous system.

The changes in the muscles of the diseased limb were assessed using mathematical modeling in the OpenSim 4.0 system. The model examined changes in the muscles of the affected limb, which increase with increasing restriction of movement and the formation of flexion-extension contractures in the hip joint.

According to the data obtained in the simulation of drive and flexion-drive contractures of the hip joint, it can be noted that the contracture changes the work of muscles not only around the hip joint, but also the entire lower limb. It is noted that modeling only the drive contracture up to  $5^\circ$  causes noticeable changes in the long muscle *m. add. longus* of the inner group of thigh muscles, and muscle *m. tensor fasciae latae* – hip stabilizer. Of the muscles of the posterior thigh, *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* and *m. biceps femoris* are the most affected. These muscles change the level of load, and most importantly, shift the periods of muscle excitation and relaxation, compared to the normal model. But what was found to be interesting is the significant distortion of the work of all the muscles of the lower leg, which are responsible for bending the lower leg, foot and toes.

Modeling of the combined flexion-drive contracture (flexion setting  $10^\circ$ , drive  $7^\circ$ ), showed that muscle disorders increase, and to the muscles in which additional changes occurred, *m. sartorius* was added – the muscle of the anterior group tightened. In the muscles of the lower leg, the disturbances have significantly increased in the form of a shift in periods of arousal and relaxation.

The increase in the severity of the flexion-drive contracture with additional shortening of the limb (flexion setting  $20^\circ$ , drive  $10^\circ$ ) caused significant changes in the work of all muscles studied. The calculations showed an increase in muscle strength required to perform the step several times, especially for the muscles of the posterior surface of the lower extremity. During the work of the muscles, the periods of relaxation have practically disappeared, ie they are constantly in a tense state when walking. In addition, the muscles of the inner group of the pelvis – *m. iliacus* and *m. psoas major* – suitable for the inclination of the torso.

According to the simulation results, it is revealed that with the simulated drive and insignificant flexion-drive there are changes in all muscles of the lower extremity, periods of their excitation and relaxation are shifted, but the level of muscle tension is close to normal values – not exceeding them at 30 %. Significant flexion-drive contracture leads to distortion of muscle parameters in the form of the development of excessive loads to perform the step (up to 100 – 300 %), which, of course, can not occur in real conditions. The inability of the muscles to develop the necessary effort leads to a change in the parameters of the step in the form of reducing the length of the step and the duration of periods of support on the foot, changes in the nature of the transfer of the foot, and so on. It is logical to assume that a long period of distorted muscle work leads to the development of persistent changes in the pattern of walking.

Studies of patients were performed using the GAITRite system, the purpose of which is to assess the parameters of human walking. The temporal and geometric parameters of walking, as well as the functional ability of patients before treatment and 6 months after arthroplasty were studied.

The results of the analysis of walking showed that 6 months after hip arthroplasty in patients there is a significant improvement in walking parameters. The duration of the steps and their length are equalized, but in almost all patients there is a violation of the foot support of the prosthetic limb and the reversal of the foot is not restored to normal. According to our data, patients have a smaller phase of transfer of the foot of the prosthetic limb, while the phase of support for a healthy limb is not equal to the phase of transfer of the foot. Patients lose the smoothness of walking, they step more carefully on the foot of the prosthetic limb, holding it for a split second from full support on the foot. Patients after arthroplasty have a habit of reducing the phase of support to the full foot, given that the duration of double support (phase when both feet are on the support) in patients is the same, we can predict that changes occur during the period of touching the toes and during rolling feet. The analysis shows that the periods of touching with the heel and toes increase, and the period of rolling decreases. The changes are insignificant, not exceeding 5 % for each period, but their accumulation leads to the fact that the difference in the phases of walking reaches 10 – 15 %. Another parameter that is not restored after arthroplasty is the reversal of the foot. Indeed, the rotation of the foot is normalized, but remains increased, and this leads to a change in the angles of the levers of the muscles of the entire lower extremity and, consequently, to a change in the mechanics of their work. Endoprosthesis surgery should improve the patient's quality of life, reduce pain, eliminate the difference in limb length and joint contracture. In most cases, this is the case. If the prosthesis and the postoperative period passed without complications, the patients have normalized walking function after some time. But careful research shows that the asymmetry of the steps persists. Acquired the habit of incorrect installation of the foot, caution when transferring body weight to the foot of the patient's foot, the picture of transfer of the foot in most cases persists after arthroplasty, although to a much lesser extent. That is, what was acquired by the patient as an adaptive mechanism in pathological walking, remains after the elimination of joint problems. Minor asymmetries of steps lead to a violation of anatomical relationships in the muscles, changes in their



levers, which again creates a vicious circle of slow accumulation of pathological changes in the anatomical structures of the body.

It was possible to return the acquired erroneous pattern of walking towards normalization, especially in young patients, thanks to the developed set of rehabilitation measures, which includes a number of static and dynamic physical exercises aimed at restoring walking symmetry (utility model patent № 126691UA). After the rehabilitation course, there was a marked improvement in the symmetry of walking. According to the indicator of functional assessment (FAP), the quality of walking was  $(84.1 \pm 2.3)$  points (at 85-100 points, which is considered normal), while in patients without rehabilitation FAP was  $(81.7 \pm 1.4)$  points.

**Key words:** osteoarthritis, arthroplasty, walking pattern, GAITRite, dynamic modeling.

### Список публікацій здобувача за темою дисертації

**Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:**

1. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Гоцул, О. В., & Карпінська, О. Д. (2019). Математичне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба. *Травма*, 20(4), 100-105.

2. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Московко, Г. С., & Карпінська, О. Д. (2020). Маркери порушення параметрів ходьби хворих після ендопротезування кульшового суглоба як наслідок тривалого перебігу остеоартрозу (за даними системи GAITRite). *Травма*, 21(1), 76-84.

3. Тяжелов, О. А., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., Браніцький, О. Ю., & Обейдат Халед (2020). Патологічні постуральні патерни за умов тривалого перебігу остеоартрозу суглобів нижніх кінцівок. *Ортопедия, травматология и протезирование*, (1), 26-32.

4. Тяжелов, А. А., Карпинская, Е. Д., Карпинский, М. Ю., & Браницкий, А. Ю. (2020). Влияние контрактур тазобедренного сустава на силу мышц бедра. *Georgian Medical News*, 9(306), 10-18.

5. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Боцул, О. В., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2020). Комплексна технологія відновлення симетричності ходьби після ендопротезування кульшового суглобу. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal)*, 10(62), 35-40.

7. Тяжелов, О. А., Фіщенко, О. В., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2018). *Спосіб відновлення симетричності ходи людини*. Патент на корисну модель № 126691 UA. А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Бюл. № 12.

8. Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Клінічні та соціальні аспекти захворювання. Аналітичний огляд літератури. Частина I. *Травма*, 20(1), 127-134.

9. Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Технічні засоби діагностики. Аналітичний огляд літератури. Частина II. *Травма*, 20(2), 9-20.

**Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:**

10. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2018). *Фактори формування патологічного патерну ходьби при тривалому перебігу коксартрозу та їх вплив на відновлення після ендопротезування*. Тези представлені в матеріалах III Всеукраїнської наук.-практ. конф. «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 93-94). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

11. Фіщенко, О. В., Браніцький, О. Ю., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2018). *Реабілітація хворих після ендопротезування кульшового суглоба*. Тези представлені в збірнику наукових праць з матеріалами науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (IV наукові читання, присвячені пам'яті акад. О. О. Коржа), Харків (стор. 148-151). Харків: [б.в.].

12. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Обейдат Халед, Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2019). *Концептуальна модель розвитку пато-*

логічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу. Тезиси представлені в матеріалах IV Всеукраїнської конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стр. 84-85). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

13. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). *Біомеханічні особливості ходьби хворих на коксартроз з контрактурами кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах науково-практичної конференції з міжнародною участю «Актуальні питання лікування ортопедичної патології та наслідків травм опорно-рухової системи» – IV Український симпозиум з біомеханіки опорно-рухової системи, Дніпро (стор. 12-13). Дніпро: ГО «АРМЕД».

14. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Тяжелов, О. А., & Карпінська, О. Д. (2019). *Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах кульшового суглоба*. Тези представлені в збірнику наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України, Івано-Франківськ (стор. 190). Івано-Франківськ: [б.в.].

15. Фищенко, В. А., Браницкий, А. Ю., Обейдат Халед, Карпинская, Е. Д., & Карпинский, М. Ю. (2019). *Концептуальная модель формирования патологического паттерна ходьбы при длительном течении остеоартроза*. Тезиси представлені в матеріалах Пироговського форуму з міжнародним участієм, посвященого пам'яті проф. В. И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» и Юбилейной научно-образовательной конференции железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвящённой 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД», Москва (стр. 273). Москва: Медфорум.

16. Тяжелов, О. А., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2020). *Динамічне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах V науково-практичної конференції «Актуальні питання патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 79-81). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

## ЗМІСТ

	стор.
<b>АНОТАЦІЯ</b>	2
<b>ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ</b>	14
<b>ВСТУП</b>	15
<b>РОЗДІЛ 1 ОСТЕОАРТРОЗ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ. КЛІНІЧНІ ТА СОЦІАЛЬНІ АСПЕКТИ ЗАХВОРЮВАННЯ (АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)</b>	21
1.1. Клінічні та соціальні аспекти захворювання	21
1.2. Анатомія нижньої кінцівки та локомоція людини	22
1.3. Причини та етіологія розвитку коксартрозу	24
1.4. Ендопротезування кульшового суглобу та оцінка його результатів	26
1.5. Реабілітаційні заходи після ендопротезування	30
1.6. Особливості локомоції при дегенеративних ураженнях кульшового суглобу	31
1.7. Методи та засоби вивчення ходьби	32
<b>РОЗДІЛ 2 ЗАГАЛЬНА МЕТОДИКА Й ОСНОВНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ</b>	43
2.1. Концептуальне моделювання	43
2.2. Математичне моделювання	43
2.3. Клінічні дослідження ходьби (GAITRite)	45
2.4. Оцінка результатів реабілітаційних заходів	52
2.5. Статистична обробка результатів досліджень	53
<b>РОЗДІЛ 3 КОНЦЕПЦІЯ РОЗВИТКУ ПАТОЛОГІЧНОГО ПАТЕРНУ ПЕРЕМІЩЕННЯ ПРИ ТРИВАЛОМУ ПЕРЕБІГУ ДЕГЕНЕРАТИВНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ</b>	54

<b>РОЗДІЛ 4 РОЛЬ М'ЯЗІВ СТЕГНА ТА ТАЗОВОГО ПОЯСУ В ФОРМУВАННІ КОНТРАКТУР КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ПРИ КОКСАРТРОЗІ</b>	72
<b>РОЗДІЛ 5 КЛІНІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ</b>	100
5.1. Довжина кінцівок	100
5.2. Аналіз часових параметрів ходьби	101
5.3. Аналіз геометричних параметрів ходьби	105
5.4. Аналіз функціональної спроможності ходьби (FAP)	116
<b>РОЗДІЛ 6 КОМПЛЕКСНА ТЕХНОЛОГІЯ ВІДНОВЛЕННЯ СИМЕТРИЧНОСТІ ХОДЬБИ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ</b>	118
6.1. Аналіз ефективності реабілітаційних заходів на відновлення симетричності ходьби	127
<b>ВИСНОВКИ</b>	130
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ</b>	132
<b>ДОДАТКИ</b>	151

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ,  
СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

В.П. – вихідна позиція

ДУ – Державна установа

ЛФК – лікувальна фізична культура

М – середнє значення

МОЗ – Міністерство охорони здоров'я

НАМН – Національна академія медичних наук

ОА – остеоартроз

ОРС – опорно-рухова система

ТЕП – тотальне ендопротезування

BOS – base of support (база підтримки)

LL – leg length (довжина кінцівок)

p – статистична значущість

SD – стандартне відхилення

SL – step length (довжина кроку)

STP – spatiotemporal parameter

T – значення T-тесту

V – velocity (швидкість)

## ВСТУП

**Актуальність проблеми.** Остеоартроз (ОА) є найбільш розповсюдженою патологією суглобів. Це хронічне дегенеративне захворювання синовіальних суглобів, що прогресує та викликає біль і обмеження функції, призводить до інвалідності, погіршення якості життя, є значним соціально-економічним тягарем, через те, що майже кожен п'ятий житель Землі страждає на нього [24, 67, 146]. Якщо ще 20 – 30 років тому ОА вважали захворюванням віку, то зараз остеоартроз значно помолодшав, і зустрічається у людей працездатного віку, починаючи з 30 років, стрімко збільшуючись з віком. ОА не несе загрози життю людини, але є однією з причин передчасної втрати працездатності та інвалідності, супроводжується хронічним больовим синдромом, що значно знижує якість життя. Це диктує необхідність своєчасної діагностики та застосування сучасних методів терапії даної патології [58].

Початок хвороби може бути різним, але всі види ушкоджень кульшового суглобу, при яких показано ендопротезування, можна розділити на швидко та повільно прогресуючі. До першої групи відносять такі захворювання як асептичний некроз голівки стегнової кістки, перелом шийки стегна, посттравматичний коксартроз, при цих захворюваннях протезування проводять упродовж 3-4 років; до повільно прогресуючих захворювань кульшового суглобу відносять диспластичний та ідіопатичний коксартроз, при яких пацієнту по якимось причинах не проводять ендопротезування упродовж багатьох років, що залишається характерним для вітчизняної медицини [2, 3, 5].

Незважаючи на те, що факти прогресування процесу руйнування суглобу відомі, більшість лікарів продовжують дотримуватися тактик очікування у лікування цих хворих, що веде до зростання кількості важких форм захворювання на пізніх стадіях, при яких ефективність операції помітно знижується і її результати часто бувають незадовільними. Важкий коксартроз клінічно супроводжується сильним больовим синдромом. Це вимушує люди-

ну щадити хвору кінцівку, скорочувати час опори на неї. З часом це призводить до патологічної ходьби. При відсутності адекватної медичної допомоги в передопераційному періоді у хворого розвиваються контрактури (м'язові спазми), це веде до рефлекторного перекошу тазу, викривленню хребта і збільшенню асиметричності ходьби [23, 62]. У хворих спотворюються біомеханічні параметри кульшового суглобу, що проявляється в асиметрії вагових навантажень на стопи, прискорені коливань загального центру ваги тіла, зменшені довжини кроку, порушенні ритмічності ходьби та ін. При подальшому розвитку хвороби пацієнти вимушені використовувати додаткову опору – палиці, милиці. Кульгавість стає не просто поганою звичкою, а пристосувальною реакцією організму. Чим триваліше процес формування пристосувального візерунку тіла хворого, тим складніше й триваліше процес його відновлення. Звичка стояти з недовантаженням хворої кінцівки, перенос стопи з надмірним перекосом тазу на додаток з ослабленими тривалою хворобою м'язами не дають у повній мірі відновити якість життя людини. Якщо у пацієнтів похилого віку відновлення здатності пересування без болю є вже непоганим результатом, то у людей середнього, і тим більше молодого віку, призводить до формування психологічних травм [149].

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційну роботу виконано відповідно до плану науково-дослідних робіт кафедри травматології та ортопедії Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова МОЗ України («Комплексна реабілітація пацієнтів з травмами та захворюваннями опорно-рухового апарату», держреєстрація № 0115U007095). Автор провів патентно-інформаційний пошук, проаналізував наукову літературу, розробив програму досліджень та приймав участь в інструментальному обстеженні пацієнтів, сформував групи пацієнтів. Згідно з договором про наукову співпрацю між Вінницьким національним медичним університетом ім. М. І. Пирогова МОЗ України та Державною установою «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка Національної академії медичних наук України» приймав участь в науково-



дослідній роботі «Вивчити біомеханічні особливості стояння та ходьби хворих при тривалому перебігу захворювань кульшового суглобу» (№ держреєстрації 0118U006950). Автор провів огляд літературних джерел, приймав участь в розробці концептуальних та математичних моделей, виконував обстеження хворих.

**Мета дослідження.** З'ясувати патогенез набутого патерну ходьби при тривалому перебігу остеоартрозу, обґрунтувати та розробити методику відновлення симетричності ходьби після ендопротезування та оцінити її ефективність.

**Задачі дослідження:**

1. На підставі аналізу літературних джерел вивчити механізми розвитку патологічних патернів ходьби, особливості локомоції при дегенеративних ураженнях кульшового суглобу та систематизувати сучасні методи діагностики та лікування хворих з тривалим перебігом захворювань кульшового суглобу.

2. Розробити концептуальну модель формування патологічних патернів ходьби при коксартрозі.

3. На математичній моделі вивчити вплив обмеження сили м'язів стегна на параметри ходьби при різних ступенях обмеження рухливості кульшового суглобу.

4. Провести дослідження біомеханічних параметрів ходьби хворих на коксартроз до та після ендопротезування з метою визначення впливу набутих хибних патернів на параметри ходьби після ендопротезування.

5. Розробити комплекс до- та післяопераційних заходів реабілітації хворих з тривалим перебігом захворювань кульшового суглобу та провести перевірку їх ефективності.

*Об'єкт дослідження* – набуті патологічні патерни ходьби при тривалому перебігу остеоартроза.

*Предмет дослідження* – модель формування патологічного патерну ходьби; порушення сили м'язів при різних ступенях обмеження рухів у суглобі; біомеханічні параметри ходьби у хворих до та після операції.

*Методи дослідження:* концептуальне моделювання ходьби людини з важкими станами дегенеративного коксартрозу; математичне моделювання ходьби хворих з тривалим перебігом коксартрозу за допомогою системи OpenSim 4.0; клінічні дослідження – обстеження хворих до та після операції ендопротезування кульшового суглобу за допомогою діагностичного комплексу GaitRite з метою верифікації роботи концептуальних та математичних моделей і перевірки роботи розроблених моделей; статистичні методи – для обробки результатів експериментальних досліджень хворих на коксартроз до та після ендопротезування кульшового суглобу.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Уперше розроблена та науково підтверджена концепція формування патологічних патернів ходьби хворих з тривалим перебігом дегенеративних ушкоджень кульшового суглобу та їх вплив на відновлення після ендопротезування. В результаті проведених досліджень отримані нові дані про особливості ходьби хворих з тривалим перебігом КА та сформованими патернами ходьби з істотними вадами після ендопротезування.

**Практичне значення отриманих результатів.** Розроблені нові методи оцінки процесів відновлення пацієнтів з порочними патернами ходьби та методики щодо корекції стану пацієнтів у період відновлення та реабілітації. Розроблено новий спосіб відновлення симетричності ходи людини (патент на корисну модель № 126691UA) та спеціальний реабілітаційний комплекс ЛФК з відновлення симетричності ходьби, які дозволяють ефективно відновлювати симетричність ходьби у хворих із сформованими хибними патернами пересування після ендопротезування кульшового суглобу.

Практичні розробки пристрою, комплексу ЛФК для відновлення симетричності ходьби хворих на коксартроз після ендопротезування впроваджені в практику навчального процесу кафедри ортопедії та травматології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова; в наукову та практичну роботу лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»; а також у лікувальний

процес КНП «Вінницького обласного клінічного госпіталю ветеранів війни Вінницької обласної ради», КНП «Вінницької міської клінічної лікарні швидкої медичної допомоги» та КП «Калинівської Центральної районної лікарні» Калинівської районної ради.

**Особистий внесок здобувача.** Згідно теми дослідження автором самостійно проаналізовано наукову літературу та патентну інформацію. Самостійно розроблено програму досліджень хворих та критерії їх відбору для дослідження. Приймав участь в розробці концептуальних та математичних моделей, інструментальному обстеженні хворих. Особисто автором проведено статистичний аналіз результатів дослідження. Спільно з науковим керівником проведено аналіз та узагальнення результатів дослідження та сформульовані висновки. В опублікованих у співавторстві з науковим керівником і колегами працях, автору належать основні ідеї та розробки стосовно впливу набутого патерну ходьби при тривалому перебігу дегенеративного коксартрозу на відновлення після ендопротезування.

Дослідження параметрів ходьби хворих виконані на кафедрі нервових хвороб Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова у співпраці з к.мед.н., доцентом Московко Г. С.; математичне та динамічне моделювання – в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» за консультативної допомоги д.мед.н., проф. Тяжелова О. А., н.с. Карпінського М. Ю. та н.с. Карпінської О. Д..

**Апробація матеріалів дисертації.** Результати дослідження оприлюднені на: III Всеукраїнській науково-практичній конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (Запоріжжя – Приморськ, 2018); науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (IV наукові читання, присвячені пам'яті акад. О. О. Коржа) (Харків, 2018); IV Всеукраїнської конференції «Актуальные вопросы лечения патологии суставов и эндопротезирования» (Запорожье – Приморск, 2019); науково-практичній конференції з між-

народною участю «Актуальні питання лікування ортопедичної патології та наслідків травм опорно-рухової системи» – IV Український симпозиум з біомеханіки опорно-рухової системи (Дніпро, 2019); XVIII з'їзді ортопедів-травматологів України (Івано-Франківськ, 2019); Пироговском форумі с міжнародним участием, посвященному пам'яті професора В. И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» и Юбилейной научно-образовательной конференции железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов (Москва, 2019); V науково-практичній конференції «Актуальні питання патології суглобів та ендопротезування» (Запоріжжя – Приморськ, 2020).

**Публікації.** За матеріалами дисертації опубліковано 16 наукових праць, серед яких: 6 статей у наукових фахових журналах України; 2 статті – в закордонних фахових виданнях (Польща та Грузія – журнал входить до міжнародної наукометричної бази Scopus); 7 тез у матеріалах науково-практичних конференцій та з'їздів. Отримано деклараційний патент України на корисну модель.

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертація викладена українською мовою на 159 сторінках і складається з анотації, переліку умовних позначень, символів, одиниць, скорочень та термінів, змісту, вступу, аналітичного огляду літератури, загальної методики й основних методів дослідження, чотирьох розділів власних досліджень з обговоренням отриманих результатів, висновків, списку використаних джерел, з яких 60 викладені кирилицею та 91 – латиницею, а також двох додатків. Дисертація ілюстрована 34 рисунками та 18 таблицями.

# РОЗДІЛ 1

## ОСТЕОАРТРОЗ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ. КЛІНІЧНІ ТА СОЦІАЛЬНІ АСПЕКТИ ЗАХВОРЮВАННЯ (АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

### 1.1. Клінічні та соціальні аспекти захворювання

Серед численних форм суглобової патології найбільше розповсюдженим є остеоартроз (ОА) – хронічне дегенеративне захворювання синовіальних суглобових поверхонь, що прогресує, яке викликає біль і обмеження функції, призводить до інвалідності, погіршення якості життя і є значним соціально-економічним тягарем [24, 67].

За даними літератури [146] на остеоартроз страждає кожен п'ятий житель земної кулі, причому дане захворювання є найчастішим серед патології опорно-рухового апарату у всіх регіонах планети.

Перші ознаки дегенеративних порушень у суглобах зустрічаються вже у 30-річних людей. З віком спостерігається збільшення частоти захворювання. За даними популяційних досліджень [58], частота та розповсюдженість ОА збільшуються в 2 – 10 разів за період від 30 до 65 років. Остеоартроз виявляється у більшості осіб старше 65 років і практично у кожної людини після 75-80 років. Розвиток ОА не впливає на життєвий прогноз пацієнтів, але є однією з основних причин передчасної втрати працездатності та інвалідності, супроводжується хронічним больовим синдромом, що значно знижує якість життя. Це диктує необхідність своєчасної діагностики та застосування сучасних методів терапії означеної патології [58].

Остеоартроз кульшового суглобу (коксартроз) є поширеною причиною інвалідності у людей старше 65 років через процес старіння, який знижує здатність хрящової тканини витримувати навантаження. Незважаючи на зна-

чні успіхи у розробці новітніх технологій в його лікуванні, коксартроз залишається одним з найбільш важких дегенеративних уражень кульшового суглобу. Це обумовлено його швидким прогресуванням, високою частотою двобічного ураження, різким зниженням якості життя та працездатності осіб, а у деяких випадках – стійкої та важкої інвалідності. Адекватне лікування хворих цієї категорії та можливість збереження їх працездатності у подальшому є не тільки медичною, але й соціальною проблемою [14, 15, 29, 55].

Сьогодні відмічається тенденція до зменшення середнього віку хворих з дегенеративними ураженнями кульшового суглоба, тобто спостерігається істотне омолодження означеного захворювання. Дегенеративні захворювання істотно помолодшали [32].

Причини розвитку дегенеративних змін у кульшовому суглобі до кінця не з'ясовані. За даними дослідників, близько 40 % випадків коксартрозу у дорослих є наслідком дефектів розвитку, що не були вчасно діагностовані та вилікувані у дитинстві [19, 28, 84, 117].

## 1.2. Анатомія нижньої кінцівки та локомоція людини

Нижня кінцівка складається з кісток тазового поясу і кісток вільної частини. До складу тазу входять з'єднані між собою права і ліва тазові кістки та вклинена між ними позаду крижова кістка, що є нижньою частиною хребтового стовпа. З кожною тазовою кісткою рухливо з'єднана відповідна вільна частина нижньої кінцівки, що складається із стегнової кістки, великогомілкової і малогомілкової кісток та кісток стопи.

Стегно призначено для забезпечення міцності опори та мобільності. Саме там кістки важчі, міцніші, м'язи більші і потужніші. Але водночас це місце, де частіше трапляються травми та захворювання – переломи кісток, суглобове розхитування та інше.

Кульшовий суглоб слугує для артикуляції вертлюжної частини таза та голівки стегнової кістки. Кульшовий суглоб називають кульково-роз'ємним суглобом, оскільки сферична голівка стегнової кістки обертається всередині чашоподібної порожнистої розетки (вертлюга) таза. Голівка стегнової кістки має щільне рухливе з'єднання з вертлюговою частиною, яка простягається майже на половину сфери, а на краю кісткової чашки вона тісно охоплюється суглобовою губою, отже голівка стегнової кістки тримається в вертлюжній западині за допомогою цієї зв'язки, навіть коли волокна капсули ушкоджені [86]. Нормальний кульшовий суглоб добре пристосований, щоб протидіяти силам, які діють через і навколо нього за допомогою трабекулярних систем, хрящових покривів, м'язів та зв'язок [108]. Щоб забезпечити необхідну підтримку і безпеку, стрічкові зв'язки, що приєднуються до кісток, є сильними, а ступінь рухів обмежена.

Довжина шийки стегнової кістки та її інклинація до маси стегнової кістки веде до часткового перетворення кутових рухів згинання, розгинання, відведення та приведення в ротаційні рухи у суглобі [86], таким чином коли стегно згинається чи розгинається, голівка стегнової кістки через медіальний нахил шийки обертається в середині вертлюжної западини. Передній нахил шийки стегна впливає на рухи приведення та відведення. Навпаки, обертання стегна, яке дозволене при нахилі шийки вгору, не є простим обертанням голівки стегнової кістки у вертлюжній западині, а супроводжується деяким ковзанням.

Кульшовий суглоб повністю оточений м'язами. Більшість м'язів, які забезпечують рухливість тазостегнового суглоба, відходять з таза. Важливим винятком є *m. psoas*, що відходить від передньої частини поперекових відділів хребців, *m. iliacus* відходить з внутрішньої сторони тазу, два сухожилля поєднуються з утворенням *m. iliopsoas*, який підходить до малого вертлюга стегнової кістки; основною дією цих двох м'язів є згинання стегна [148]. *M. iliopsoas* протистоїть *m. gluteus maximus*, найсильніший розгинач стегна. *M. gluteus medius* та *m. gluteus minimus* виходять з боку тазу і йдуть до вели-

кого вертлюга стегнової кістки; вони перш за все виконують абдукцію стегна.

М'язи нижніх кінцівок дозволяють нам стояти, ходити, бігати і стрибати. Ці м'язи працюють індивідуально, а разом з іншими забезпечуючи рух ніг та стабільність верхньої частини тіла. Загалом, м'язи нижніх кінцівок можуть бути розділені на дві групи: верхні м'язи і нижні м'язи ніг, які можуть бути додатково розділені на передній і задній м'язові масиви. М'язи передньої частини стегна складаються з чотириголового м'язу: *m. vastus middleus*, *m. vastus intermedius*, *m. vastus lateralis* и *m. rectus femoris*. *M. rectus femoris* починається з боку передньої нижньої крижової ості таза й йде у сухожилки чотириголового м'яза – він слугує для згинання стегна, а також є частиною чотириголового м'язу, який розгинає стегно. М'язи задньої поверхні стегна називають підколінними сухожилками та включають *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* та *m. semimembranosus* [86].

В нижній частині кінцівки знаходяться м'язи гомілки, які відповідають за розгинання стопи або її згинання. Від надп'яtkово-гомілкового суглоба відходить великогомілкова кістка, розгинач та згинач великого пальця стопи м'язи *peroneus tertius*. Зовнішня гомілка має м'язи *peroneus longus* й *peroneus brevis*, які відповідають за бічне згинання та розгинання стопи у суглобі, а також з забезпечення стійкості стопи. Задня частина гомілки включає в себе литкові м'язи: *gastrocnemius*, *soleus*, та *plantaris muscles*. М'язи гомілки підтягують п'ятку та витягують стопу під час ходьби та бігу [86].

### 1.3. Причини та етіологія розвитку коксартрозу

Надмірні активні та пасивні сили, які діють на кульшовий суглоб, роблять послаблені компоненти суглобних структур схильними до зношення та руйнування. Незначні зміни у біомеханіці кульшової кістки та вертлюжної



западини можуть призвести до збільшення пасивних сил вище нормального рівня або до послаблення динамічних стабілізаторів суглобів. Одна з найбільш розповсюджених та болючих проблем на стегні пов'язана з погіршенням стану суглобного хряща та подальшими пов'язаними змінами у суглобних тканинах, відомими як остеоартрит.

Термін "артрит" буквально означає запалення суглоба, але зазвичай використовується для опису будь-якого стану, при якому пошкоджується хрящ. Остеоартрит є найпоширенішою формою артриту і пов'язаний з дегенерацією суглобового хряща та змінами у кістках, що лежать в основі суглоба. Хрящ стає крихким і розщеплюється. Деякі шматочки можуть зламуватися і плавати в синовіальній рідині всередині суглоба, що може призвести до запалення. Зазвичай біль на ранніх стадіях обумовлений запаленням. На більш пізніх стадіях, коли хрящ зношується, біль в основному виникає внаслідок механічного тертя кісток між собою.

За даними Levangie P. K. і Norkin C. C. [108], існує багато факторів, які можуть привести до розвитку остеоартриту. Це ожиріння, слабкість м'язів, спадковість, попередня травма суглобів, дитячі ортопедичні захворювання, надмірне використання суглобів та старіння. Як тільки хвороба виявляється, її потрібно негайно лікувати, зволікання може призвести до інших проблем, наприклад, обмеження розгинання стегон, як наслідок остеоартриту, може призвести до надмірного руху поперекового відділу хребта для досягнення адекватного руху нижньої кінцівки під час ходи. Це, в свою чергу призводить до двох порушень – стійких контрактур кульшових суглобів та захворюванню поперекового відділу хребта (нестабільності, запальних явищ). Деякі варіанти лікування можуть включати зменшення маси, фізичні вправи та фізіотерапію, призначення глюкозаміну та хондроїтину, а також протизапальних препаратів. Проте, якщо консервативне лікування не полегшує стан, хірургія є найкращим варіантом лікування, який допоможе відновити якість життя.

Початок хвороби може бути різним, але всі види ушкоджень кульшового суглобу, при яких показано ендопротезування, можна розділити на швид-

ко- та повільно прогресуючі. До першої групи відносять такі захворювання як асептичний некроз голівки стегнової кістки, перелом шийки стегна, посттравматичний коксартроз, при яких у пацієнта мала місце операція упродовж 3-4 років і більше. До повільно прогресуючих захворювань кульшового суглобу відносять диспластичний коксартроз, коли патологія розвивається з самого дитинства та ідіопатичний коксартроз, коли пацієнту по якихось причин не проводили ендопротезування упродовж багатьох років, що залишається характерним для вітчизняної медицини. До цієї групи можуть належати пацієнти, яким проводили різного роду остеотомії. Диспластичний коксартроз є поліетіологічним захворюванням. Часто причиною його виникнення вважають вроджену недорозвиненість кульшового суглобу або його суглобних кінків, тому основна ціль лікування диспластичного коксартрозу полягає в покращенні конгруентності зчленованих поверхонь та нормалізації патологічно змінених біомеханічних співвідношень у суглобі [2, 4].

#### 1.4. Ендопротезування кульшового суглобу та оцінка його результатів

В період широкого освоєння тотального ендопротезування (ТЕП) кульшового суглобу передбачалось, що цей спосіб лікування стане найбільш вдалим рішенням проблеми оперативного лікування коксартрозу III-IV стадій, але багаторічний досвід показав, що при даних умовах руйнування суглобу, ТЕП стикається з суттєвими технічними труднощами і загрожує розвитком серйозних ускладнень [1, 94, 138].

Створення вихідної стабільності штучного суглобу, передбачає контакт з кістковим ложем на значній протяжності, забезпечення адекватного розподілу сил при навантаженні, але при важких стадіях коксартрозу, коли руйнація торкнулася не тільки голівки стегнової кістки, а й вертлюжної западини

підбір ендопротеза стає складним завданням, часто вимагаючи індивідуального підходу.

Операція артропластики спрямована на зменшення больових відчуттів та відновлення діапазону рухів за рахунок перебудови або реконструкції дисфункціонального суглоба. Завдяки постійному розвитку фізіотерапії та психосоціальної підтримки, тепер стало можливим відновити майже нормальну якість життя пацієнтів. Проте після хірургічного втручання у багатьох людей все ще спостерігається анталгічний візерунок ходьби, або адаптована схема ходьби, через уникнення болю під час післяопераційного періоду відновлення [94, 138] у суб'єктів після оперативних втручань на опорно-руховому апараті, у тому числі після протезування кульшового суглобу, асиметрія при ходьбі є частим явищем. Ця особливість ходьби часто негативно впливає на повноцінне функціонування ендопротезів і може значно зменшити їх термін служби.

Тотальне ендопротезування – це складне ортопедичне втручання, що виконується у пацієнтів з важкими стадіями остеоартрозу кульшового суглобу. Найбільш поширеною причиною, з якої проводиться ТЕП, є важкий остеоартрит кульшового суглобу, що становить 70 % випадків [92], та викликає сильний біль та обмеження у повсякденному житті.

Використання металевих сплавів, високоякісних пластмас та полімерних матеріалів, дозволяє замінити ушкоджений суглоб на високо функціональний. За останні півстоліття досягнуто значних успіхів у розробці та виготовленні медичних виробів та імплантації штучних тазостегнових суглобів, що супроводжується зростанням відсотка успішних довгострокових результатів. Компоненти ендопротезу повинні бути міцно закріплені в кістці поліметилметакрилатним цементом або, у більш пізніх конструкціях, кістковими вросаннями в пористий покривний шар на імплантаті, який забезпечує "біологічну" фіксацію [92]. Також існує гібридне протезування, де відновлюється лише стегновий компонент.

Існують інші умови, за якими процедура ендопротезування може бути показана, а саме дисплазія кульшового суглобу, хвороба Педжета, травма, переломи шийки стегнової кістки і остеонекроз голівки стегнової кістки. Означена стратегія лікування може бути ефективною для лікування пацієнтів з ревматоїдним артритом та такими, які хворіють на системний червоний вовчак, анкілозуючий спондиліт [92].

Пацієнти з асептичним некрозом голівки стегнової кістки зазвичай у віці 35-50 років; хворі з артритом, як правило, це люди похилого віку (60-85 років), а пацієнти з переломом шийки стегна – старше 70 років [63] можуть значно покращити якість життя за допомогою ТЕП. Як правило, ТЕП виконують пацієнтам старші 60 років, оскільки у цьому віці фізичні вимоги до протезування мають тенденцію до звуження, а довговічність операції досягає очікуваної тривалості життя пацієнта [92]. Але треба відмітити, що в останні роки [109, 136] операцію ТЕП проводять і людям порівняно молодого віку (до 45 років), це пов'язано з тим, що активність молодого населення вимагає повноцінного функціонування суглобів – без болю, з достатнім обсягом рухів, причому ендопротезування проводиться на ранніх стадіях остеоартрозу.

Велика кількість операцій, що проводяться кожного року, свідчить про те, що понад 90 % пацієнтів отримують повне усунення больового синдрому і значне покращення функції [89, 92], тобто це досить ефективне лікування, а його переваги для фізичного функціонування зберігаються в довгостроковій перспективі [127]. Однак, незважаючи на успіх операції, і, згідно деяких досліджень, у пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба можуть виникнути труднощі, пов'язані з поверненням нормальної ходьби протягом декількох років [83]. Наприклад, пацієнти повідомляють про проблеми, пов'язані із труднощами в самостійній ходьбі упродовж кількох років після операції [78] незначні розбіжності у довжині ніг [75], повільну швидкість руху і меншу довжину кроку [151].

Інша проблема, що пов'язана з ТЕП – це розбіжність у довжині нижніх кінцівок. Невідповідність довжини ніг є доволі частою проблемою. Найчас-

тішими ускладненнями є кульгавість, біль у попереку, неврологічні ушкодження, незадоволеність в необхідності корекції устілками [116]. Невідповідність довжини ніг є важливим чинником, що стримує відновлення ходи. Ступінь, в якій розбіжність довжини ноги погіршує рухову активність, все ще суперечлива. Попереднє дослідження Benedetti G. et al. [65] показали, що різниця у довжини ніг до 20 мм не суттєво погіршує ходьбу, але дослідження Lai K. et al. [105] довели, що при невідповідності більше 2 см, спостерігалось помітне зменшення швидкості ходьби та довжини кроку при вродженому виху стегна.

Упродовж останніх років при аналізі ефективності консервативних або хірургічних процедур в ортопедії оцінюють такі показники, як якість життя, оцінка здоров'я, функціональна спроможність, шкала болю та задоволення [75]. Як наслідок, були розроблені інструменти, анкети та шкали для опису таких показників. Вони можуть бути класифіковані як "загальні" та "специфічні". Загальні опитувальники кількісно визначають загальний стан здоров'я пацієнта – фізичні здатності хворого, психологічний стан, супутні захворювання тощо, тоді як конкретні – спрямовані на визначення функціональності певної ділянки тіла [75]. Серед клінічних шкал, розроблених для оцінки розладів кульшового суглобу, є шкала Harris Hip Score, Hip Disability, Osteoarthritis Outcome score [64], тести оцінок швидкості та болю під час ходьби [105]. Багатовимірний показник Хіпса Харріс – це спеціальний інструмент оцінювання, який часто використовується для вимірювання результату після ТЕР. Оригінальна версія була опублікована в 1969 році. У ньому представлена рейтингова шкала з 100 балів з ділянками болю, функції суглоба та кінцівки, відсутності деформацій та діапазону руху [64, 87].

Широке використання цього тесту дозволяє зробити висновок, що показник Harris Hip Score має високу надійність і є корисним інструментом, який може бути використаний лікарем або фізіотерапевтом для вивчення клінічного результату заміни суглобів [124].

### 1.5. Реабілітаційні заходи після ендопротезування

Після ендопротезування м'язові контрактури самі по собі не проходять, Позбавитися їх можливо лікувальною фізкультурою та методами фізіотерапії. При відсутності адекватної реабілітації кульгавість буде зберігатися.

Неправильна поведінка у післяопераційному періоді часто призводить до зниження м'язової сили та повільного розвитку м'язової атрофії. Через це людина починає кульгати навіть при нормальному функціонуванні встановленого ендопротеза.

Кульгавість у перші тижні після хірургічного втручання у більшості випадків є нормальним явищем. Основні причини – незагоєна післяопераційна рана, неповна адаптація до встановленого ендопротеза та неусвідомлені спроби "захистити" кінцівку від надмірного навантаження. При наявності повноцінної реабілітації кульгавість повністю зникає через 4-6 місяців.

Основними помилками реабілітації можуть бути: пізня активізація та неповне навантаження на оперовану кінцівку; скорочення термінів перебування в стаціонарі після хірургічного втручання; недостатнє чи надмірне навантаження суглоба у пізньому післяопераційному періоді; відсутність застосування технічних засобів опори та ходьби (трость, милиці); відмова від реабілітації у перші місяці після операції.

У повному обсязі проведені до- та післяопераційні заходи у хворих з коксартрозом є запорукою гарного результату ендопротезування. При недостатньо активному відновному лікуванні адаптація хворого після ендопротезування проходить повільно й може виявитися неповною [90, 137, 145].

Реабілітація пацієнтів після ендопротезування кульшового суглобу направлена на відновлення функціональних спроможностей опорно-рухової системи у цілому [85, 142].

Автори багатьох робіт [63, 64, 126, 127, 129, 132, 149] підкреслюють важливість індивідуального підходу до реабілітації, в якій приймають участь

фізіотерапевт, лікар ЛФК, психотерапевт. Відсутність такого лікування уповільнює відновлення функцій та повернення їх до звичайного життя.

В останні роки за кордоном з'явилась низка робіт, присвячених реабілітації після ендопротезування суглобів нижніх кінцівок, в яких автори наполягають не тільки на функціональній необхідності проведення періодичних реабілітаційних заходів, а й підкреслюють значну їх економічну ефективність [132, 149].

#### 1.6. Особливості локомоції при дегенеративних ураженнях кульшового суглобу

Локомоція – це складний процес, при якому здійснюються зкоординовані зусилля сенсорних, м'язових та скелетних систем. Вона залучає в себе головний та спинний мозок, периферичні нерви, м'язи, кістки та суглоби, що робить її оцінку дуже складним завданням [147]. Локомоція або почергова двохопорна ходьба є ключовою функцією, оскільки вона дозволяє людям виконувати низку завдань.

Ходьба людини складається з послідовності швидких і складних подій, що надають кожному індивідуальний унікальний стиль ходи. Важко аналізувати ці явища клінічним спостереженням та кількісно визначати ступінь відхилення від норми. Такі обмеження спонукали лікарів, фізіотерапевтів, біомедичних інженерів до розробки аналізаторів ходьби.

Важливість вивчення результатів ендопротезування давно визначено як засіб оцінки стану пацієнта до операції, та перебігу відновлення після нього. Для цього використовують багато різноманітних шкал та систем оцінки. Але завдяки клінічній суб'єктивності та відсутності універсального стандарту, кількісна оцінка хірургічних результатів та подальшого прогресу відновлення може бути складним завданням. Кількісний аналіз параметрів ходьби ви-

знається як об'єктивна оцінка хірургічного результату. Клінічне використання систем аналізу ходьби ефективно для визначення функціональних результатів корегувальних хірургічних операцій нижніх кінцівок через їх здатність кількісно визначати просторово-часові параметри ходьби та забезпечити загальну оцінку фізичної здатності у відновленні пацієнтів.

### 1.7. Методи та засоби вивчення ходьби

Історія аналізу ходьби показала швидкий прогрес від ранніх описових досліджень до витончених методів вимірювання, математичного аналізу та математичного моделювання [147]. Спочатку аналіз проводили досвідчені дослідники, пізніше це було довірено інструментальним засобам для вимірювання рухів, механіки тіла та активності м'язів.

Аналіз ходьби – це систематичне вивчення руху людини, точніше це дослідження руху людини з використанням методів спостереження, доповнене приладами для вимірювання рухів тіла, механіки тіла та активності м'язів. Він також використовується для оцінки, планування і лікування осіб з умовами, що впливають на їх здатність ходити. Аналіз руху широко використовується в спортивній біомеханіці, щоб допомогти спортсменам працювати більш ефективно, а також виявляти проблеми, пов'язані з рухом у людей з травмами. Дослідження включає кількісну оцінку, тобто аналіз вимірюваних параметрів руху, включаючи оцінку швидкості, переміщення, довжини кроку, опори на одну стопу та подвійну опору кінцівок, час (відсоток ходовий цикл) [98], а також тлумачення, наприклад складання висновків про стан здоров'я суб'єкта з його ходьби. Сьогодні комплексний аналіз ходьби включає в себе кінематику, кінетику та електроміографію [92].

Мета статистичного аналізу ходьби – описати «функціональну» ходьбу, аналізувати низку послідовних кроків і провести оцінку пацієнта під час "функ-



ціональної" ходьби, характерної для повсякденного життя. Коли застосовується традиційний аналіз ходи, зазвичай аналізу підпадають лише два або три послідовні кроки, і цього недостатньо для оцінки кількох аномалій ходи. Сучасні аналізатори ходьби включають обробку сигналів безперервної передачі даних, вимірюваних за багатьма циклами ходи. Аналіз та інтерпретація сигналів потребують адекватних статистичних методів, що включають статистичну характеристику просторово-часових параметрів, криві з'єднань кутів та параметри, отримані за допомогою електроміографічних (ЕМГ) сигналів. Кількісні заходи, у поєднанні із якісними, можуть забезпечити швидку та просту оцінку, яка може бути повторена під час відстеження відновлення або реабілітації пацієнта.

Таким чином, для визначення якості результатів артропластики та підвищення здатності хірурга оцінювати загальний результат, необхідний для більш спрямованого ефективного лікування, необхідне використання інструментів, які мають кращу чутливість та специфіку, ніж традиційні підходи дослідження.

Проблемі оцінки якості ходьби пацієнтів після ендопротезування було присвячено багато досліджень, отже окреслимо деякі теми, що стосуються аналізу ходьби, опису методологій та основним висновкам.

У 1989 році Kadaba M et al. [96] представив маркерну систему, яку можна легко застосувати для планових оцінок клінічної ходьби. Маркери представляли собою диски або напівсфери, які відбивали світло. Для ідентифікації маркерів комп'ютерною системою, вони були різних розмірів. Аналіз руху здійснювався за допомогою автоматизованої системи аналізу відеосигналу з п'ятьма інфрачервоними камерами під керуванням комп'ютерної системи. Шаблони контактів ноги були зафіксовані, використовуючи тиск-чутливі ножні перемикачі, прикріплені до п'яти, першої та п'ятої метатарзальних кісток, і великих пальців кожної стопи. Параметри часових інтервалів очікування розраховували для кожного кроку, використовуючи дані перемикача на нозі. Дані, отримані дослідниками можуть бути корисними для опису та порівняння патологічних моделей ходи.

H. Schroeder et al. у 1995 році [135] провів дослідження для оцінки параметрів ходьби та схем ходи пацієнтів з інсультом та часових змін цих параметрів. Для аналізу було досліджено 49 амбулаторних пацієнтів з інсультом та 24 здорові людини. Ходьбу аналізували за допомогою портативного аналізатора кроків. Пристрій складався з устілок, що містили чотири контакти: на п'ятці, на першій і п'ятій метатарзальних кістках та великому пальці стопи. Дані передавалися до персонального комп'ютера для аналізу комплексних і однобічних параметрів ходьби. Було показано, що загальні параметри ходьби з часом поліпшуються, причому найбільші зміни відбуваються протягом перших 12 місяців. Проте параметри, що описують асиметричний характер ходьби, з часом не змінюються.

У цьому ж році Loizeau J et al. [109] провів дослідження з метою визначити, чи відрізняються працездатні суб'єкти та пацієнти після тотального ендопротезування за параметрами ходьби, силою м'язів та за витратою механічної енергії у різні фази кроку. Аналіз ходьби здійснювали за допомогою відбивних маркерів, розміщених на тілі людини, за допомогою яких визначали тривимірну кінематику нижніх кінцівок. За допомогою спеціальних комп'ютерних програм проводили аналіз руху чотирьох сегментів – таза, стегна, ноги і стопи, що дозволило створити модель кінематичного ланцюга нижніх кінцівок та дослідити її параметри. Модель була розроблена у програмі KINTRAK від компанії Motion Analysis Corporation. Дослідження показали, що після протезування кульшового суглобу у пацієнтів було порушено не тільки кінематика оперованого стегна, але і коліна. Суглоби та м'язи оперованої кінцівки розвивали менше енергії, ніж працездатна кінцівка. Ці результати підтвердили наявність деякої механічної дисфункції в непрацездатних кінцівках.

У 1999 році Benedetti M. et al. [64] повідомили про дослідження конкретного пацієнта, який пройшов тотальне ендопротезування, з метою показати, що кількісний кінематичний аналіз є необхідним для поглиблення розуміння механізмів ходьби. Функціональна оцінка нижніх кінцівок під час хо-

дьби проводилась за допомогою стереофотограмметричної системи ELITE для отримання кінематичних змінних. Платформа Кістлера використовувалася для вивчення сили реакції на опору та оцінки моментів сили, яку створювали суглоби. Кінематичні дані щодо нижньої кінцівки та сили реакції на опору під час дослідження були оцифровані з частотою дискретизації 100 Гц, при цьому синхронізація керувалася системою ELITE. Світловідбивні маркери були прикріплені до тазу, стегна, гомілки та ноги пацієнта з правого та лівого боків. Це дослідження дозволило в умовах клініки адаптувати програму реабілітації до конкретного пацієнта.

М. Perron [126] провів порівняльне дослідження моделей ходьби 18 жінок через рік після ТЕР та 13 здорових жінок, в результаті якого було виявлено, що основа патології ходьби лежить у недостатності передньої групи м'язів стегна, тобто сила, яку розвивали м'язи у групі хворих після ТЕР була на 15 % нижче, ніж у контрольній групі жінок.

У той же час Duhamel et al. [78] провів аналіз ходьби для розробки статистичних інструментів для вирішення основних проблем, що виникають у клінічній практиці для аналізу ходьби. Параметри кінематики ходьби були записані за допомогою відеосистеми Vicon для аналізу руху з використанням п'яти інфрачервоних камер. Для виявлення різних сегментів тазу та нижніх кінцівок використано тринадцять сферичних, світловідбивних маркерів. Тривимірні траєкторії у фронтальній, сагітальній та осьовій площинах записували камерами, розміщеними у певних положеннях в приміщенні. Записували нахил та поворот таза, згинання/розгинання, виведення/приведення та ротація кульшового суглоба. Основні порушення ходьби, в основному, характеризувалися даними кінематичних параметрів, а саме зниженням швидкості та тривалості кроку з більшою швидкістю перекачування стопи, ніж у контрольній групі, і збільшення часу опори на здорову кінцівку для кращого балансу.

М. Madsen et al. [114] вивчав ефект хірургічного підходу, який застосовується в загальній хірургії ендопротезування, на біомеханіку ходьби через півроку після операції. Детермінантний аналіз функцій полягав у визначенні

диференціації груп по відношенню до руху у сагітальній площині, індексу симетрії, нахилу тулуба, зміщення таза, віддалення тулуба та кутів прогресування ноги. Для вимірювання позиції маркерів використовувалася система аналізу руху за допомогою шести камер. Було зібрано результати десяти успішних випробувань. Дані аналізували за допомогою програмного забезпечення Vicon Bodybuilder та програмного забезпечення MATLAB. Ці дані підтверджують висновок про те, що через шість місяців після операції більшість пацієнтів з тотальним ендопротезуванням кульшового суглобу не повернулися до норми.

S. Cho et al. [71] оцінювали порушені ходові параметри та ступінь покращення ходьби після повної хірургічної артропластики у хворих із дисплазією кульшового суглоба та остеонекрозом стегнової кістки. Вимірювали параметри відстані, кінематику та кінетику. Аналіз проводився за допомогою тривимірної комп'ютеризованої системи аналізу руху Vicon 370. Результати показали, що у пацієнтів з серйозною дисплазією суглобів хронологічна послідовність ходьби була меншою, ніж у пацієнтів з остеонекрозом, які мали порівняно нормальну анатомію.

У 2005 році Bennett D. et al. [66] застосували проспективний сліпий метод для раннього післяопераційного аналізу ходьби. Дослідники порівнювали кінематику ходьби у пацієнтів, які отримували малоінвазивну та традиційну хірургію для заміщення суглобів. Тривимірний аналіз ходьби проводився за допомогою системи камери Vicon. Дані оброблялись за допомогою системи Vicon Plug-In-Gait. На відміну від попередніх досліджень, у пацієнтів, які пройшли малоінвазивну хірургічну пластику, не було поліпшення в ранньому післяопераційному періоді.

Також у 2005 році Illyés A. et al. [92] провели дослідження для визначення варіантів зміни ходьби внаслідок коксартрозу. Аналіз подій проводився за допомогою ультразвукової системи Zebris з 19-точковою біомеханічною моделлю. Вимірювальну голівку з трьома датчиками розташовували на спині пацієнта, п'ять ультразвукових триплетів розміщували на крижовому відділі

хребта, лівому та правому стегнах, а також на лівій і правій гомілках. З просторових координат антропометричних точок розраховували кінематичні дані (довжину кроку, ширину кроку, кути колінного, кульшового суглобів та кути переміщення таза). Результати свідчили про загалом поганий функціональний результат, хоча спостерігалось асиметричне навантаження, були виявлені основні обмеження фізичної функції.

У 2006 році Ilyés A. et al. [93] продовжили свої дослідження і вивчали, як параметри ходьби можуть змінюватися внаслідок тотального ендопротезування кульшового суглоба при її постійній швидкості. Було проаналізовано ходьбу 20 пацієнтів з односторонньою хворобою суглобів, що зазнали повної хірургічної артропластики. Аналізу підлягали просторово-часові та кутові параметри. Просторові координати для визначення кінематичних даних були зібрані, шляхом використання системи аналізу тривимірного руху Zebris на основі ультразвукової технології. Установка датчиків була аналогічною попередньому дослідженню. Це дослідження показало, що тотальне ендопротезування може змінити негативний вплив на інші суглоби аж до симетричної нормалізації руху стегна.

У 2007 році Nankaku M. et al. [121] вивчав вплив латерального зміщення тіла на ефективність ходьби після тотального ендопротезування кульшового суглобу. Аналіз здійснювався за допомогою тривимірного аналізатора руху, який складався з чотирьох камер та двох платформ для вивчення реакції опори. Світловідбивні маркери були прикріплені до 11 точок на поверхні тіла. Результати показали, що стратегія компенсації навантаження при слабкості м'язів після операції тотального ендопротезування може призвести до збільшення витрат енергії.

K. Foucher et al. [82] оцінювали ступінь адаптації ходьби пацієнтів до та через рік після ТЕП кульшового суглобу. Кінематику та кінетику кульшового суглобу вимірювали для 28 суб'єктів до і через рік після ТЕП і порівнювали з 25 пацієнтами з рентгенологічно нормальними кульшовими суглобами. Чотири оптоелектронні камери відслідковували рух шести пасивних світловід-

бивних маркерів, розміщених на крижі, великому вертлюгу, латеральній лінії колінного суглобу та гомілки, на голові п'ятої метатарзальної кістки. Дані щодо сили реакції на опору були зібрані з багатокомпонентної силової платформи. Аналіз тривимірної траєкторії загального центру мас упродовж всього періоду ходьби та дані маркерних траєкторій на основі антропометричних вимірювань, показали, що незважаючи на хороший та відмінний клінічний та функціональний результат, параметри ходьби у хворих після ТЕР не повертається до норми через рік після операції.

У 2007 році Mont M. et al. [118] оцінювали часово-просторові параметри, кінематику стегна та кінетику у пацієнтів з двобічним ендопротезуванням у порівнянні з пацієнтами з однобічним коксартрозом та однобічним стандартним ендопротезуванням. У ході аналізу в лабораторії використовували 8 стаціонарно розташованих камер Falcon і 2 центральні силові платформи. На пацієнтах було розміщено 26 світловідбивних маркерів. Отримана з них інформація пізніше була використана для створення моделі опорно-рухового апарату. Дані використовували для подальшої обробки за допомогою програмного забезпечення OrthoTrak (Motion Analysis Corporation). Це дослідження показало більш оптимальну кінематику та функціональні можливості кульшового суглоба при двобічному хірургічному ендопротезуванні.

У 2009 році Nantel J. et al. [122] провели дослідження, в якому порівнювали моделі ходьби у пацієнтів з повним ендопротезуванням кульшового суглобу та артропластикою поверхні головки кульшової кістки. Основними результатами вимірювань були шаблони ходьби (перенос стопи, тривалість одно- та двократної фаз підтримки, довжина кроку та швидкості ходьби), сила м'язової абдукції, клінічні та рентгенографічні результати лікування. Для визначення сегментів тіла нижніх кінцівок використовували дев'ятнадцять світловідбивних маркерів діаметром 14 мм. Кінематичні та кінетичні дані були зібрані на частоті 60 Гц за допомогою 8 оптоелектронних камер та з 2 вбудованих силових платформ. Міцність м'язів аддукторів з обох сторін була оцінена за допомогою портативного міометра. Кінематичні та кінетичні па-

раметри були отримані за допомогою системи VICON. Ця робота дозволила зробити висновок, що характеристика артропластики поверхневого тазостегнового шару може дозволити повернутися до більш нормального шаблону ходьби у порівнянні з такою після ТЕР.

У 2010 році Lugade V. et al. [112] досліджували попередні та післяопераційні зміни симетрії ходьби пацієнтів, які отримували або передню, або передньо-латеральну заміну стегнового суглобу. Оцінка кінематичних та кінетичних параметрів була проведена на пацієнтах під час ходьби. Тривимірні маркерні траєкторії з 29 маркерів, розміщених на кісткових орієнтирах, фіксували за допомогою 8-камерної системи аналізу руху. Наземні сили реакції обох стоп були зібрані з двох силових платформ, послідовно розташованих вздовж дороги. Результати цього дослідження висвітлюють потенційний вплив хірургічних підходів лікування на короткострокові зміни асиметрії ходи.

M. Beaulieu et al. [63] вивчали вплив ТЕР на кінетику таза, стегна, коліна та щиколотки, а також кінетику стегна, коліна та щиколотки як оперованих, так і неопераваних кінцівок під час ходьби. Дев'ять камер цифрової оптичної системи захоплення руху було використано для фіксації 45 сферичних світловідбивних маркерів, розміщених на кісткових орієнтирах учасників. Силова платформа була використана для запису сили реакції на землю під час двоопорного етапу ходьби. Хворі з ТЕР демонстрували кінематичну адаптацію надп'яtkово-гомількового суглобу на оперованій кінцівці, та збереження порушень на не оперованій кінцівці, що може бути загрозою розвитку інших захворювань суглобів.

R. Tanaka et al. [140] досліджували чинники, що впливають на покращення ходьби у пацієнтів, які пройшли загальну артропластику суглоба. Пацієнтів досліджували на 5-метровій доріжці, яка була оснащена силовою платформою для вимірювання реакції опори (Gait Scan 8000). Основні параметри, такі як швидкість, переніс стопи, довжина короткого та довгого кроків, тривалість одно- та подвійної опори були відображені на системі Gait Scan 8000. Аналіз дисперсії проводився для оцінки середніх значень та стандарт-

них відхилень для зазначених вище параметрів. Середні значення просторово-часових параметрів пацієнтів показали значне поліпшення через 12 місяців після операції; однак, вони не досягають тих самих значень, які спостерігаються у здорових людей.

В 2010 році Agostini V. et al. [61] провели дослідження з метою представити нормативний набір моделей активації м'язів, отриманий з великої кількості обстежень у популяції 100 здорових дітей у віці 6-11 років. Сигнали були отримані за допомогою багатоканальної системи запису статистичного аналізу ходьби (Step 32, DemItalia, Італія). На стопі кожного суб'єкта були прикріплені три перемикача - під п'яткою та першою й п'яткою плюсневіми голівками кожної стопи. Гоніометр був прикріплений до бічної сторони кожної нижньої кінцівки для вимірювання кутів колінного суглоба в сагітальній площині. Поверхневі датчики електроміографа кріпили до деяких м'язів нижніх кінцівок з обох боків. Аналіз дозволив одержати найбільш рекурентні схеми активації під час ходьби, демонструючи, що суб'єкт використовує специфічний м'яз з різними модифікаціями активації навіть у продовж однієї прогулянки.

Vogt L. et al. [144] досліджували схему активації м'язів у 14 пацієнтів, яким було встановлено ендопротез кульшового суглобу та 10 здорових волонтерів відповідного віку. Вимірювали електроміографічні параметри м'язів нижньої кінцівки у різні періоди кроку. Оцінювали ударні характеристики при ходьбі, дані міографічних датчиків з поверхні обох нижніх кінцівок та 3D кінематику тазу. Електроміограму записували багатоканальною сигнальною системою BIOVISION. Результати дослідження показали недоліки параметрів ходьби хворих, які перенесли хірургічне втручання з приводу ендопротезування.

Починаючи з початку XXI століття розробники медичного обладнання звернули увагу на мобільні додатки, такі як смартфони, планшети, веб-камери, тобто подальший розвиток направлено на зменшення залежності від коштовних приладів діагностики та поступовий перехід до більш дешевих та



доступних. Крім того, увагу стали приділяти більш не ускладненню приладів, а удосконаленню математичної обробки даних, що полягає не тільки у пошуках нових зав'язків між отриманими параметрами, але й у вдосконаленні програмного забезпечення вже існуючих систем діагностики.

Сьогодні в галузі медицини та охорони здоров'я широко використовують новітні технології, які стають все доступніше для людей, такі як мобільні телефони, оснащені вбудованими програмними ресурсами для аналізу ходьби. Аналіз ходьби полегшує кількісну оцінку реабілітації та/або стан здоров'я людини. Мобільні акселерометри забезпечують автономну оцінку ходи суб'єкта. Розвиток технології створення та використання акселерометрів перейшов від використання прив'язаних до стаціонарної локації підходів до надійних бездротових додатків засобів обробки та передачі даних. Смартфони і портативні мультимедійні пристрої, такі як iPhone і iPod, являють собою бездротові платформи акселерометрів, здатні аналізувати функції ходьби на основі форми сигналу прискорення. Дані акселерометра можуть бути передані по бездротовому зв'язку в Інтернет через електронну пошту [150].

В 2018 році на International Conference on Computational Intelligence and Data Science (Індія) групою молодих вчених було представлено метод оцінки кінематики руху людини за допомогою математичної обробки відео без маркерів, що дозволяє оцінювати кути згинання суглобів верхніх та нижніх кінцівок, довжину кроків та інші кінематичні параметри, причому дослідження «прив'язане до стін лабораторії» і може бути реалізовано будь де [129].

**Висновки.** Огляд літератури показав, що при важких дегенеративних ураженнях кульшового суглобу у хворих крім больового синдрому виникає важке спотворення біомеханіки ходьби, яке є наслідком пристосувальних механізмів до неповноцінного функціонування суглобу. Це виражається у зменшенні часу опори на стопу, переносі ваги тіла на здорову, чи порівняно здорову кінцівку, зменшенні довжини кроку через виражену контрактуру у кульшовому суглобі, зростанні асиметрії параметрів кроків.

Ендопротезування кульшового суглобу дає позитивні результати як у покращенні біомеханіки суглобу, так і загальному покращенні якості життя пацієнтів. Але у більшості хворих зберігається недостатність м'язового апарату, який під час тривалого перебігу захворювання втратив спроможність повноцінно функціонувати. Було відмічено, що післяопераційна реабілітація хворих на коксартроз для більшості хворих проводиться недостатньо, і стосується переважно, тільки періоду одразу після ендопротезування, що є недостатнім для повноцінного відновлення функціональності хворих. Причому ця проблема існує не тільки в Україні, а й за даними авторів, практично у всьому світі, хоча і в меншому обсязі.

Незважаючи на широке різноманіття методів та засобів аналізу ходи людини, вчені продовжують розробляти та впроваджувати нові методи та способи діагностики. Дослідники працюють над пошуком нових взаємозв'язків між параметрами ходьби та станом пацієнтів, розробляють нові алгоритми математичного аналізу, поєднуючи біомеханічні, міографічні, рентгенологічні, томографічні, тощо дані для формування тактики лікування та прогнозування віддалених результатів лікування. Узагальнюючи отримані нами відомості, можна однозначно зробити висновок, що комплексний аналіз ходьби людини несе багато корисної інформації щодо функціонального стану людини, на додаток до статичного огляду хворого за допомогою променевих методів діагностики.

Результати досліджень, які представлені в даному розділі дисертації, відображені в двох статтях у фахових наукових журналах України:

Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Клінічні та соціальні аспекти захворювання. Аналітичний огляд літератури. Частина I. *Травма*, 20(1), 127-134. [53]

Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Технічні засоби діагностики. Аналітичний огляд літератури. Частина II. *Травма*, 20(2), 9-20. [52].

## РОЗДІЛ 2

### ЗАГАЛЬНА МЕТОДИКА Й ОСНОВНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 2.1. Концептуальне моделювання

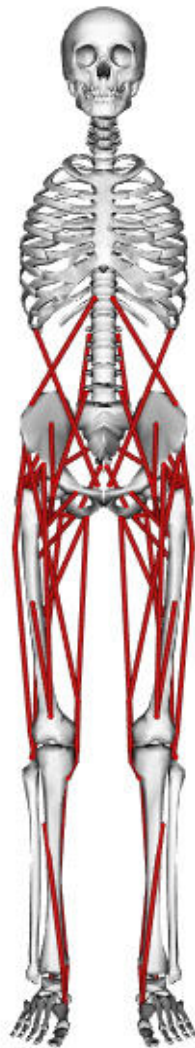
Концептуальне моделювання проводили за аналізом даних літератури та власних досліджень, суть якого полягала у створенні фізіологічної моделі формування власних патернів руху людини, а також їх зміна внаслідок тривалого перебігу дегенеративного процесу суглобів нижньої кінцівки. В основу фізіологічної моделі покладені дані літературних джерел щодо фізіології руху [4, 8, 21, 27, 68] так і власних досліджень [35, 37-39, 41, 42].

#### 2.2. Математичне моделювання

Аналіз параметрів ходьби проводили у програмі OpenSim 4.0 – системі з відкритим кодом для біомеханічного моделювання та аналізу. Програмний комплекс надає інструменти для проведення досліджень біомеханіки руху. OpenSim дозволяє проводити аналіз динаміки ходьби в нормі та при моделюванні різних анатомічних та неврологічних вад, моделювання хірургічних процедур, аналіз навантажень, анімацію руху людини, тощо. OpenSim створено Центром біомедичних обчислень НІН в Стенфордському університеті, який надає провідні програмні та обчислювальні інструменти для фізико-орієнтованого моделювання та моделювання біологічних структур [77].

В основу моделювання було покладено анатомічні зміни, які виникають у хворих при тривалому перебігу дегенеративних захворювань кульшового суглобу. В якості базової моделі взята модель gait2394 (рис. 2.1). Це 3D

комп'ютерна модель з 23 ступенями вільності у системі скелетно-м'язової системи людини. Модель gait2392 включає 76 м'язів нижніх кінцівок та тулуба. Модель була створена Anderson F. C. й Delp S. L. [76, 77] та Carhart M. R. [69] і є основою для моделювання будь-яких станів кістково-м'язової системи людини. Немасштабована версія моделі являє собою об'єкт зросту 1,8 м і має масу тіла 75,16 кг.



**Рис. 2.1.** Базова модель для аналізу ходьби в системі OpenSim.

З метою оцінки мінімально необхідної сили м'язів для виконання нормального кроку, стандартна модель була змінена для моделювання контрактур різного ступеня важкості, шляхом обмеження рухів у кульшовому суглобі:

*Модель 1 (норма)* (стандартна, не змінена модель): розгинання/згинання  $10^{\circ}/0^{\circ}/45^{\circ}$ ; відведення/приведення  $5^{\circ}/0^{\circ}/12^{\circ}$ ; ротація  $3^{\circ}/0^{\circ}/3^{\circ}$ , розворот стопи –  $5^{\circ}$ .

*Модель 2:* розгинання/згинання  $10^{\circ}/0^{\circ}/45^{\circ}$ , відведення/приведення  $0^{\circ}/5^{\circ}/15^{\circ}$  (установка приведення –  $5^{\circ}$ ); ротація –  $0^{\circ}$ ; розворот стопи –  $5^{\circ}$ .

*Модель 3:* розгинання/згинання  $0^{\circ}/10^{\circ}/45^{\circ}$  (згинальна установка –  $10^{\circ}$ ); відведення/приведення  $0^{\circ}/7^{\circ}/15^{\circ}$  (установка приведення –  $7^{\circ}$ ); розворот стопи –  $7^{\circ}$ .

*Модель 4:* розгинання/згинання  $0^{\circ}/20^{\circ}/45^{\circ}$  (згинальна установка  $20^{\circ}$ ); відведення/приведення  $0^{\circ}/10^{\circ}/15^{\circ}$  (установка приведення –  $10^{\circ}$ ); розворот стопи –  $10^{\circ}$ . Вкорочення стегнової кістки 2 см.

Моделювання контрактури проводили на правій кінцівці. Оцінювали мінімальну силу м'язів, необхідну для здійснення нормального кроку. Оцінку зміни сили м'язів проводили у відсотках до норми (модель 1).

### 2.3. Клінічні дослідження ходьби (GAITRite)

Дослідження ходьби було проведено у 40 хворих з дегенеративними захворюваннями кульшового суглобу. В дослідженні було жінок 18 (45 %) та чоловіків 22 (55 %). Середній вік хворих становив ( $56 \pm 13$ ) років від 20 до 79 років. Хворих до 30 років було 2 (5%) пацієнта, у віці від 30 до 45 років – 5 (12,5 %), у віці від 45 до 60 років – 16 (40 %), 17 (42,5 %) хворих були у віці старше 60 років. Хворим було виконано ендопротезування 14 (35 %) лівих кульшових суглобів та 26 (65 %) правих. Дослідження проводили двічі – до лікування та через 6 місяців після ендопротезування.

Обстеження проводили за допомогою системи GAITRite (рис. 2.2) на кафедрі нервових хвороб Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.



**Рис. 2.2.** Система GAITRite®.

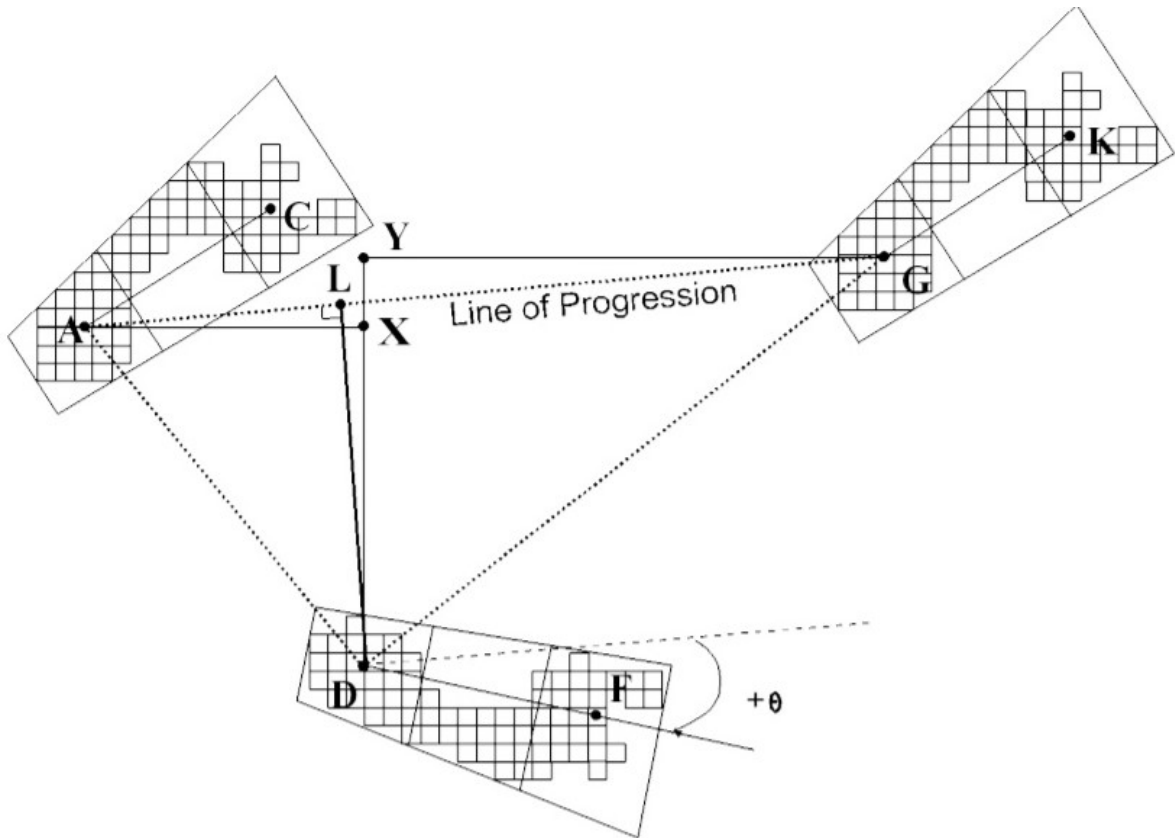
Параметри, що отримують за допомогою системи GAITRite можна поділити на три групи: просторові, які описують геометрію кроків, часові – тривалість інтервалів ходьби та інтегральні параметри функціональності ходьби.

Основні поняття та терміни GAITRite, які використовують в розрахунках параметрів ходьби (рис. 2.3, 2.4):

*Line of Progression (Лінія Прогресії)* – це лінія, яка з'єднує центри п'яток двох послідовних відбитків стопи однієї ноги. На рисунку 2.3 Лінія прогресії сформована для лівого кроку та з'єднує точки А та G;

*Stride Length (Довжина кроку)* – вимірюється по лінії прогресування між точками п'яток двох послідовних слідів однієї стопи (зліва направо,

справа направо). На рисунку 2.3 (AG) – довжина кроку лівої стопи. Одиниця вимірювання – сантиметри;



**Рис. 2.3.** Основні поняття для оцінки параметрів GAITRite.

*Heel Center* (Центральна точка п'ятки) – точки (A), (D) и (G) є п'ятковими центрами кожного відбитку стопи;

*Step Length* (Довжина кроку) – вимірюється по довжині доріжки, від центру п'ятки поточного сліду до центру п'ятки попереднього сліду на протилежній стопі. На рисунку 2.3 довжина лінії (AX) – це довжина кроку правої стопи, тоді як довжина лінії (YG) – довжина кроку другої лівої стопи. Довжина кроку може бути негативною величиною, якщо суб'єкт не зможе привести точку підбору ступні ноги вперед від нерухомої точки каблука стопи. Одиниця вимірювань – сантиметри;

*H-H Base et Support or Base Width* (Ширину опору) – відстань між відбитками стопи до осі прогресії руху протилежної стопи. Вимірювали, як вертикальну відстань від центру п'ятки одного сліду на лінію прогресії, сформо-

ваною двома слідами протилежної кінцівки. На рисунку 2.3 висота трикутника (ADG) дорівнює (DL), яка є базовою шириною правої стопи. Одиниця вимірювань – сантиметри;

*Toe In / Toe Out (Кут розвороту стопи)* – кут між лінією прогресії та середньою лінією сліду. На рисунку 2.3 – кут ( $\theta$ ) між середньою лінією правого сліду та лінією прогресування. Кут  $\theta$  дорівнює нулю, якщо геометрична середня лінія сліду паралельна лінії прогресії; позитивний, тобто повернутий латерально, коли середня лінія сліду знаходиться поза лінією прогресування, а негативний (повернутий медіально), коли знаходиться всередині лінії прогресування. Одиниця вимірювань – градуси;

*Distance Traveled (дистанція ходьби)* – вимірюється на горизонтальній осі від центру п'яти першого сліду до центру п'ятки останнього сліду. Одиниця вимірювань – сантиметри;

*Leg Length (LL) (Довжина ноги)* – вимірюється в сантиметрах від більшого вертлюга до підлоги. Кожну ногу треба вимірювати окремо. Одиниця вимірювань – сантиметри;

*Step/Extremity Ratio (Коефіцієнт кроку/екстремальності)* – визначається як довжина кроку, поділена на довжину ноги тієї ж ноги. Результат – абсолютна величина. Застосовується для визначення нормалізованих параметрів кроку;

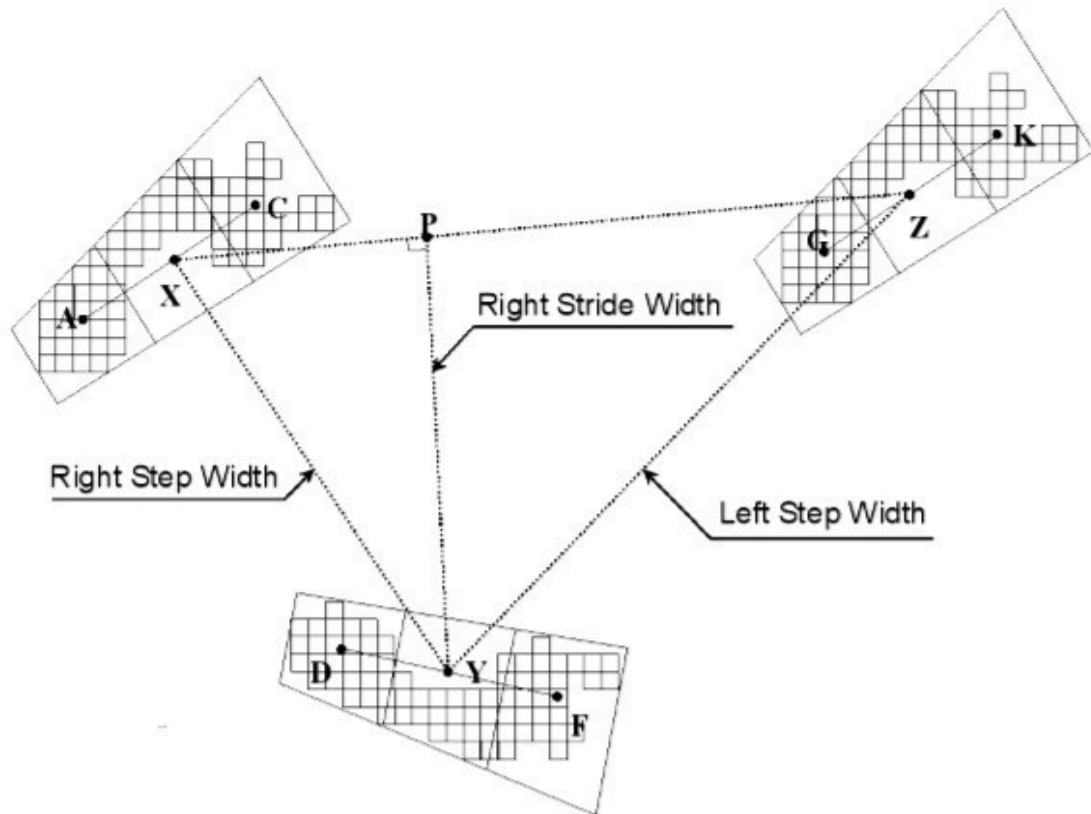
*Step Width (Ширина кроку)* – вимірювали від середини середньої точки поточного сліду до середньої точки попереднього сліду на протилежній нозі. На рисунку 2.4. відстань (XY) – це крок правою стопою, а відстань (YZ) – ліва ширина кроку. Одиниця вимірювань – сантиметри;

*H-H Base Support (Ширина опору)* – відстань між відбитками стопи до осі прогресії руху протилежної стопи. Вимірювали як вертикальну відстань від центра п'ятки одного сліду на лінію прогресії, сформованою двома слідами протилежної кінцівки (див. рис. 2.4);

*Toe In/ Toe Out (Кут розвороту стопи)* під час ходьби – кут між лінією прогресії та середньою лінією сліду стопи – тобто кут розвороту стопи по



відношенню до осі напрямку руху однойменної ноги. Визначали у градусах. У нормі кут розвороту стопи коливається в межах від 10 до 15°.



**Рис. 2.4.** Основні поняття для оцінки параметрів GAITRite.

*Інтегральний показник якості ходьби.* Одним з інтегральних показників якості ходьби є показник *Functional Ambulation Performance Score (FAPS, FAP Score (Функціональна здатність пересування))*, який базується на оцінці дев'яти статопросторових параметрів (в протоколі системи GAITRite – STP (Statiotemporal parameter)). FAPS базується на основних параметрах ходьби і представляє собою кількісну оцінку ходьби пацієнтів, які отримані при дослідженні. FAP Score інтегровано в систему GAITRite силової доріжки та може вважатися золотим стандартом для аналізу STP.

Далі представимо алгоритм розрахунку FAP Score (рис. 2.5).

FAP розраховували відніманням балів від максимальної їх кількості (100 балів) при самостійно обраній пацієнтом швидкості пересування по доріжці. Для розрахунку додатково потрібні такі дані: Step Time (sec) – час

кроку, с; Step Length (cm) – довжина кроку, см; Step/Extremity Ratio - відношення довжини кроку до довжини кінцівки SL/LL; Mean Normalized Velocity – середня нормалізована швидкість, яку розраховували поділом швидкості на середню довжину нижніх кінцівок (V/LL); Step Length Differential (cm) – асиметрія відношення SL/LL між кінцівками; H-H Base Support (BOS) – динамічна база підтримки (відстань від центру п'ятки одного відбитку до лінії прогресії, що створена двома відбитками протилежної кінцівки).

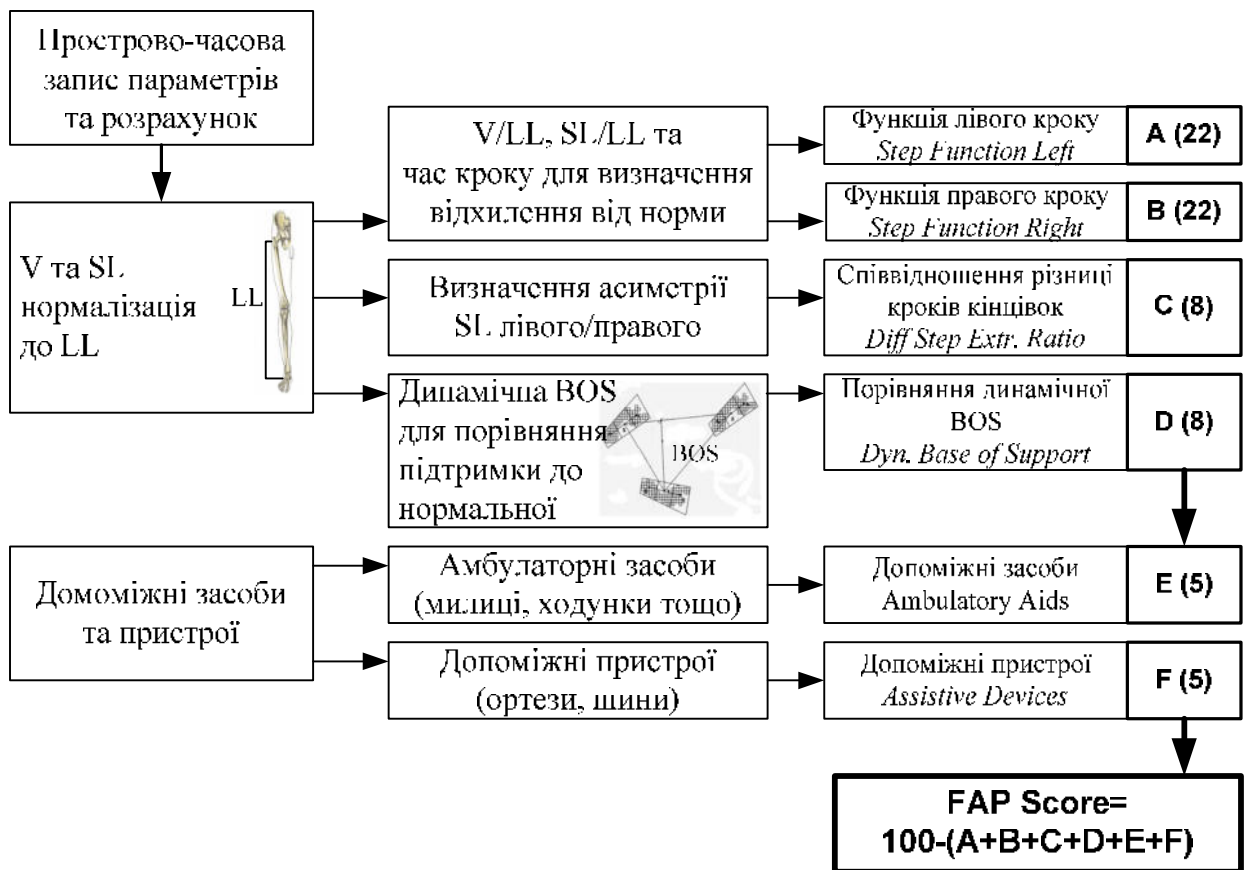
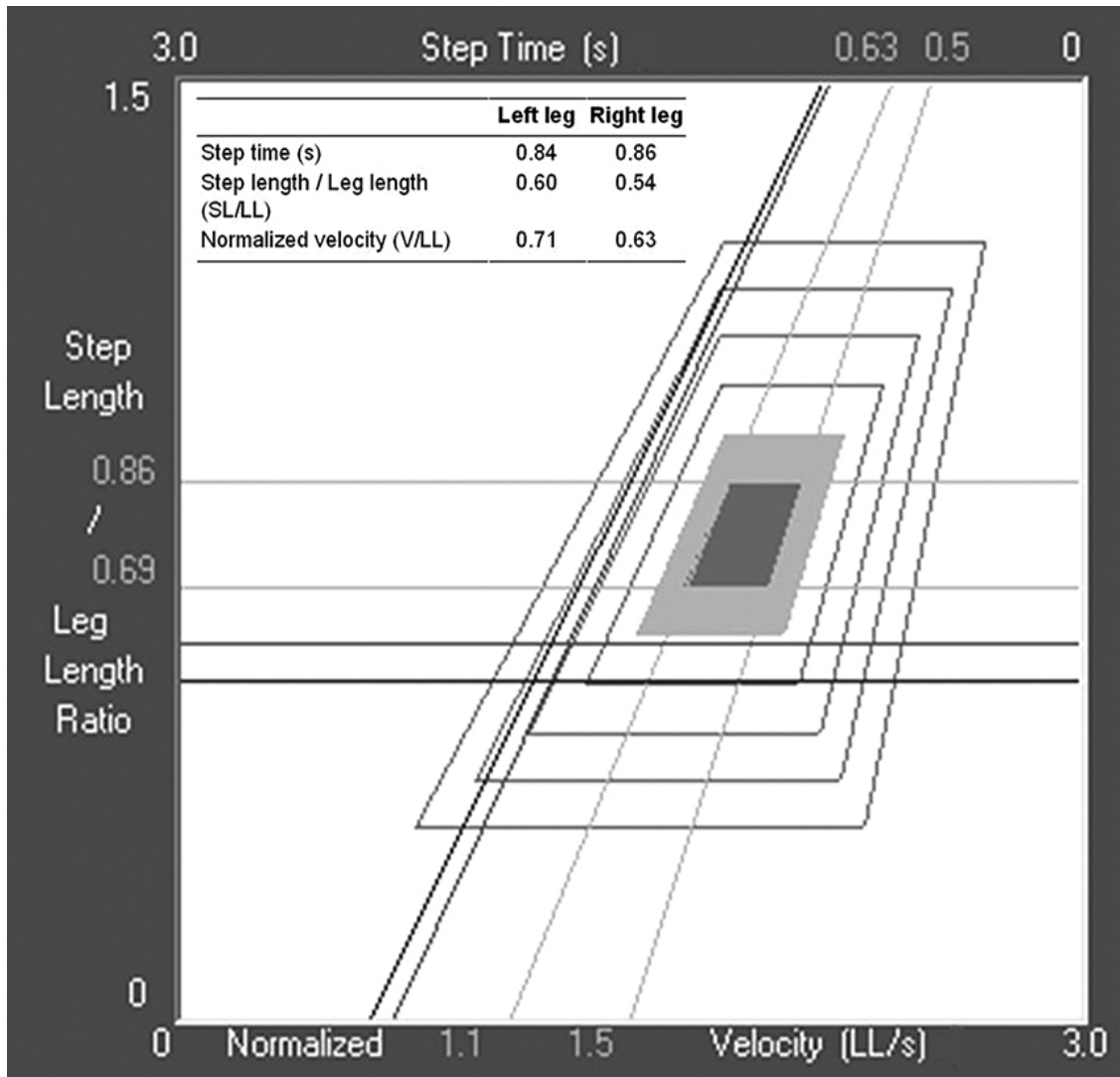


Рис. 2.5. Блок-схема розрахунку функціонального показника FAP.

**Примітки:** V – velocity (швидкість); LL – Leg length (довжина кінцівок); SL – step length (довжина кроку); BOS – base of support (база підтримки).

Оцінку розраховували для кожного параметру, а потім використовували у чотирьох різних категоріях (A – D, див. рис. 2.5). Наочно алгоритм розрахунку та бальна оцінка параметрів наведена на рисунку 2.6.



**Рис. 2.6.** Графічна основа розрахунку для аналізу функціональної функції (FAP) кроку правої і лівої кінцівок.

Абсциса (нижня вісь) – нормалізована швидкість (LL, s) – норма від 1,1 до 1,5; абсциса (верхня вісь) – час кроку – норма від 0,5 до 0,63 с; ордината – відношення довжини кроків лівої та правої кінцівок – норма від 0,69 до 0,86.

На діаграмі нормальні значення відмічені темним прямокутником. Сіра зона – незначна патологія. Розраховані параметри відмічаються на діаграмі жирними лініями. Чим більше розраховані параметри відхиляються від нормальних значень, тим більше балів віднімали.

I – Функція лівого та правого кроків. Нормальні значення відношення SL/LL, час кроку (норма від 0,5 до 0,63 с), і відношення V/LL нанесені на подвійній діаграмі абсцисою, що обмежує зону «нормальних значень». Чим

далі значення пацієнта знаходяться в цій ділянці, тим більше число балів треба відняти (від 0 до 22 для кожної зі сторін (лівої і правої)).

II – Diff Step Extr. Ratio (відношення SL/LL). Абсолютна різниця між лівим і правим відношенням (SL/LL) використовується для обчислення різниці. Може бути віднято до 8 балів при наявності асиметрії відношення (SL/LL) справа чи зліва, якщо це значення вище нормального діапазону (0,86 – 0,69).

III – Динамічна база підтримки (H-H Base Support) – може бути віднято до 8 балів, якщо база підтримки є аномально широкою, чи аномально вузькою (тобто пацієнт її пересікає).

IV – При використанні пацієнтом додаткових медичних пристроїв та засобів (милиці, палиці, ортези) може відніматися до 5 балів від кожного пункту.

Якщо бали віднімаються за використання милиць, або допоміжних пристроїв, то самий низький бал 30 (з діапазоном від 30 до 100). Якщо милиці та допоміжні засоби не враховуються, то менший бал становить 40 (діапазон від 40 до 100). FAP Score здорової людини становить від 95 до 100 балів.

#### 2.4. Оцінка результатів реабілітаційних заходів

Для оцінки ефективності реабілітаційних заходів з відновлення симетричності ходьби проводили порівняння результатів обстеження на пристрої GAITRite двох груп хворих. I група (основна) – 10 пацієнтів, яким проведена запропонована програма реабілітації, II групи (контрольна), яким реабілітація не проводилася. Хворі II групи, що не проходили реабілітацію, були обстежені під час наступного контрольного огляду.

## 2.5. Статистична обробка результатів досліджень

Отримані дані були оброблені статистично. Визначали середнє (M), стандартне відхилення (SD), мінімальне (msn) та максимальне (max) значення параметрів. Порівняння для парних даних (протилежні кінцівки, порівняння часової динаміки) проводили за допомогою парного Т-тесту, з визначенням критичного значення критерію (t), статистичного значення (p), а також різниці середніх. Для визначення впливу ендопротезування на зміну параметрів ходьби, визначали парний кореляційний зв'язок між даними в різні періоди спостереження (r, p). Аналіз номінальних даних проводили за допомогою критерію  $\chi^2$  Пірсона. Критичний рівень значущості  $p < 0.05$ .

В таблицях прийняті поняття: хвора (кінцівка) – кінцівка яка підлягала протезуванню, здорова (кінцівка) – протилежна, яку на момент дослідження не розглядали для ендопротезування. Розрахунки проводили в пакеті IBM SPSS Statistic 20.0.

### РОЗДІЛ 3

## КОНЦЕПЦІЯ РОЗВИТКУ ПАТОЛОГІЧНОГО ПАТЕРНУ ПЕРЕМІЩЕННЯ ПРИ ТРИВАЛОМУ ПЕРЕБІГУ ДЕГЕНЕРАТИВНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ

Контроль вертикальної пози, який здійснюється людиною упродовж всього життя, є важливішою фізіологічною функцією організму. Вертикальне положення тіла це результат еволюції людини в філогенезі, його підтримка передбачає подолання сили земного тяжіння, наслідком чого це є безсвідомий фон будь-яких локомоторних актів – стояння, ходьби, бігу, стрибків, тощо. Дослідження стійкості тіла людини в практику клінічних досліджень ввів Ромберг М. [27]. Продовженням досліджень фізіологічних механізмів тонічних та постурологічних реакцій, які забезпечують позу та рівновагу тіла в умовах гравітації стали роботи Магнуса Р. [21]. Роботу по вивченню підтримки вертикальної пози продовжив Бернштейн М. О. [4]. Йому належить поняття "зворотного зв'язку" у фізіології, яке пояснює роботу по обробці інформації між мозковими центрами при регуляції рухової активності, у тому числі для контролю вертикальної пози.

Роботи вчених під керівництвом Гурфінкеля В. С. [8], та американських дослідників групи Нашнера Л. М. [123] поклали основу для нового напрямку фізіології – постурології. Сьогодні вивченням фізіологічних механізмів підтримки вертикальної пози займаються багато вчених по всьому світу, й після незначного спаду у 90-х роках ХХ століття, на проблему знову звернули увагу, підключивши для вивчення сучасні цифрові технології та математичне моделювання.

В регуляції пози центральне місце займає внутрішній образ тіла людини – "схема тіла". Цим терміном позначають систему узагальненої чутливості власного тіла у спокої та при русі, просторових координат та взаємовідношень окремих частин тіла. Топографічно розподілена по всій поверхні кори

чутливість всього тіла складає ту основу, з якої шляхом поєднання формуються цілісні функціональні блоки сегментів тіла. Ці інтегративні процеси завершуються у дорослому організмі і представляють собою закодований опис взаємного розташування частин тіла, які використовуються при виконанні автоматизованих стереотипних рухів.

Базою цих процесів служить анатомічно закріплена «карта» тіла, тому такі процеси складають лише основу статичного образу тіла. Для його формування необхідно співвідносити цю інформацію з положенням тіла по відношенню до земного тяжіння й взаєморозташування функціональних блоків тіла в системі трьох просторових площин. Вестибулярна система сприймає переміщення всього тіла вперед-назад, вправо-вліво, вверх-вниз, а відповідна інформація поступає в тім'яні зони кори, де виникає її об'єднання з інформацією від скелетно-м'язового апарату в створенні на безсвідомому рівні особливого психофізичного утворення – статичного образу тіла.

Статичний образ тіла являє собою систему внутрішньомозкових зв'язків, заснованих на уроджених механізмах та удосконалену та уточнену в онтогенезі. У процесі тої, чи іншої діяльності, людина змінює взаєморозташування частин та сегментів тіла, а навчаючись новим рухам, формує нові просторові моделі тіла, які і складають основу динамічного образу тіла. На відміну від статичного, динамічний образ тіла має значення лише для даного конкретного моменту часу і означеної ситуації, при зміні якої він змінюється на новий. Динамічний образ базується на постійно змінній імпульсації від чутливих елементів шкіри, м'язів, суглобів, вестибулярного апарату та органів зору та слуху. Не виключено, що швидкість та точність формування динамічного образу тіла – фактор, який визначає спроможність людини швидко оволодіти новими руховими навичками.

У мозку відбувається постійна взаємодія того чи іншого образів тіла, здійснюється порівняння динамічного образу з його статичним аналогом. В результаті цього формується суб'єктивне відчуття пози, яке відображає не тільки положення тіла в даний момент часу, але й можливі його зміни в най-

ближчому майбутньому. Якщо узгодження не досягнуто, то у дію вступають активні механізми перебудови пози. Отже, для того, щоб змінити позу, необхідно порівняти закодований у пам'яті статичний образ тіла з конкретною варіацією – динамічним образом тіла.

Система організації руху (рис. 3.1) включає в себе "блок пам'яті", що зберігає вроджені генетичні (наприклад, особливості ходьби та стояння), або набуті програми рухів; "блок контролю", який збирає інформацію про зміни навколишнього середовища та положення тіла в ньому; "блок корекції", що здійснює зворотній зв'язок рухового апарату з "системою управління", а також "блок обробки даних", який знаходить необхідну програму "блока пам'яті", порівнює її із "зовнішніми даними", виробляє, якщо необхідно, "параметри корекції" та створює таким чином "робочу програму" для рухового апарату і контролює її виконання.

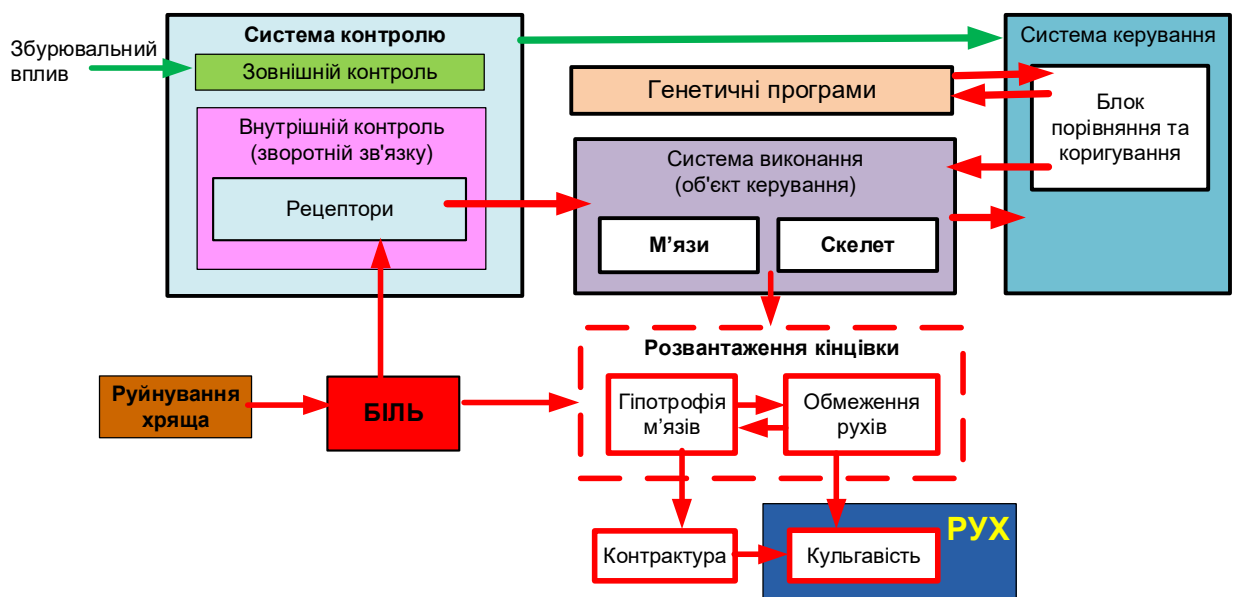


Рис. 3.1. Модель механізму організації руху.

Тіло людини підкоряється закону мінімального поглинання енергії, тобто скелетна система, урівноважуючи себе, зводить до мінімуму витрати енергії, що підвищує її функціональність та працездатність. Отже, в організмі

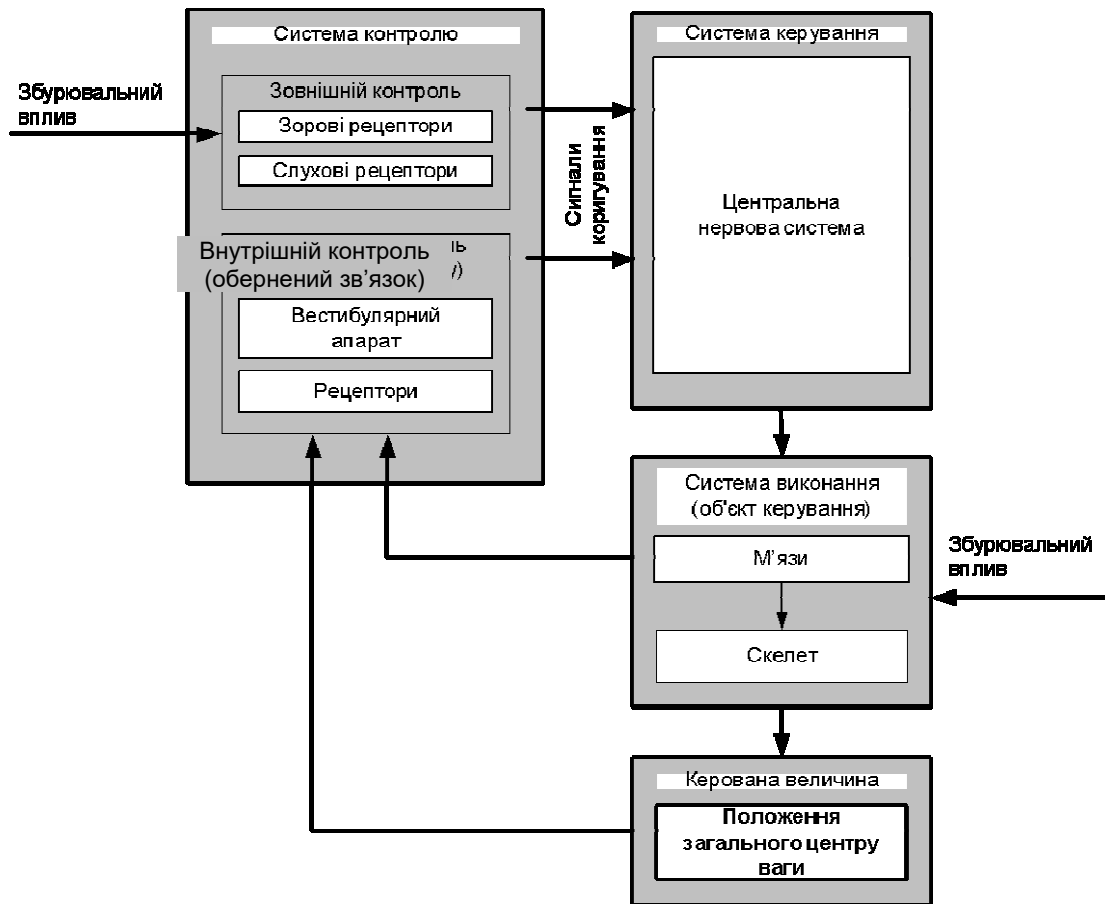


людини закладена програма – будь-якими шляхами зберегти свою рівновагу, витрачаючи на це мінімальну кількість енергії [68].

Тіло людини у вертикальному положенні в нормі здійснює коливання у межах  $4^\circ$  і підтримується тільки тоніко-фазичними м'язами. Ці м'язи повільні, але можуть тривалий час бути напруженими, витрачаючи мало енергії. Для інших функцій (переміщення у просторі, захват предметів та ін.) існують фазико-тонічна і фазико-фазична мускулатура (багатосуглобові м'язи). Ці м'язи можуть короткий час витримувати сильне навантаження, але швидко втомлюються [68, 99].

Система забезпечення оптимального розташування тіла в просторі є замкнутою системою керування, що включає в себе центральну нервову систему представлену елементами, які відповідають за зберігання програм руху: генетично закладених та придбаних в результаті життєдіяльності, та корекцію цих програм в залежності від змін навколишнього середовища, стану організму, ситуативної необхідності. В нашій моделі ми умовно об'єднали ці елементи в систему керування рухами (рис. 3.2).

Інформація про зовнішнє середовище та положення тіла в просторі потрапляє в систему управління (асоціативну кору головного мозку), де генерується сигнал вибору відповідної програми руху. Ця інформація, загалом з обраною програмою потрапляє в відділ, що відповідає за корекцію програм руху. В цій зоні відбувається порівняння існуючої програми із зовнішньою інформацією та генерується сигнал корекції. Наприклад, людина йде і бачить перед собою перешкоду. Коли це широка яма генератор команд змінить програму ходьби на програму стрибка. Коли це невелика калюжа, то відбудеться корекція програми ходьби і наступний крок буде виконаний дещо довшим. Приблизно також працює й система внутрішнього контролю. Коли у вас туплі туфлі не відповідного розміру, то програма постановки стопи буде скоригована згідно з умовами оптимізації швидкості руху та рівня больового синдрому.



**Рис. 3.2.** Концептуальна модель системи забезпечення оптимального розташування тіла в просторі.

Система регуляції вертикальної пози є сукупністю налагоджених рефлексорних зворотних зв'язків стосовно сигналів вестибулярного апарату, зорової системи, суглобово-м'язових рецепторів. Налагодження здійснюється у відповідності з умовами, в яких вирішується завдання підтримки пози, завдяки чому в ситуації, коли одне з джерел аферентації не дає коректної інформації, його функцію компенсують інші. Це обумовлює наявність пристосувальних реакцій організму.

"Постуральний баланс" (posture з лат. – «положення, поза») визначається як здатність підтримувати та управляти загальним центром мас (ЗЦМ) у межах бази опори з метою попередження падіння чи втрати рівноваги при статичному та динамічному положеннях [91]. Сучасні дослідження стійкості проводять за допомогою комп'ютерної динамічної постурографії (force-platform, статографії, базографії, стабілографії), яка полягає у реєстрації по-

ложення ЗЦМ на площину опори [11, 22, 33], а також за допомогою різноманітних пристроїв для вивчення ходьби з реєстрацією опорних реакцій (gait-platform, gait-rite-platform, тощо) [52]. Статистичний підхід дав можливість сформулювати уявлення про підтримку вертикальної пози як рухову функцію. Стійкість пози визначають такі показники статистичні як коефіцієнт стійкості, коефіцієнт хитання, частотні характеристики часової послідовності ЗЦМ, геометричні показники проекції ЗЦМ [6, 34, 37].

При аналізі ходьби характеристиками стійкості є силові параметри відбитків стоп на поверхню, геометричні та часові характеристики ходьби [10]. В математичних моделях дослідження підтримки рівноваги при різних умовах стану опорно-рухової системи визначають дві основні складові – біомеханічна модель тіла людини та модель регуляції управління, яка відображує механізми регуляції пози (рівноваги) [6, 88, 97, 101, 102].

З точки зору біомеханіки, тіло людини, яка стоїть, розглядають як багатоланкову шарнірно-стержневу систему, ланки якої подібні перевернутим маятникам, які спираються один на один. Перевернутий маятник не стійкий, але його стабільність досягається за рахунок м'язових сил, які повертають цей маятник у положення рівноваги [20, 34, 38, 103].

Модель перевернутого маятника використовується для побудови моделей регуляції пози, у тому числі для опису спектру коливань людини. Аналіз спектрів позних коливань людини дозволили виділити в них декілька складових: повільні великі зміщення ЗЦМ значної амплітуди (до 2-3 см), та помітно швидкі, з амплітудою у міліметри [36, 39, 46].

Аналіз позних коливань дозволив виявити деякі "позові стратегії" підтримки рівноваги – повільні коливання компенсуються переважно за рахунок зміни кутів гомілково-надп'яtkового суглоба, а швидкі – за рахунок кульшового суглоба.

Позові стратегії передбачають сувору послідовність активації різних груп м'язів, яка формується в дитинстві [62, 134].

Фізіологічні механізми регуляції позої активності м'язів були вперше розглянуті Шерінгтоном Г., його теорія обґрунтовує функцію підтримки пози, виходячи з рефлексів на розтяг [45]. Гомілкоро стратегія полягає в послідовній активації розгиначів стопи, гомілки та стегна [97], що призводить до обертання тіла навколо гомілкових суглобів з відносно малими моментами в колінних та кульшових суглобах. Стегноро стратегія полягає в тому, що відбувається згинання тіла у кульшовому суглобі одночасно проти обертання в шії та гомілкових суглобах при послідовній активації м'язів шії, живота та чотириголового м'яза стегон. При спокійному стоянні людина використовує гомілкову стратегію для стабілізації пози [119]. Отже, для підтримки вертикальної спокійної пози необхідне напруження багатьох м'язів тулуба (м'язи спини, прямий м'яз живота), ніг (двоголовий м'яз стегна, м'язи гомілково-надп'яtkового, колінного та кульшового суглобів). Найбільш гравітаційно-чутливий м'яз людини – камбаловидний (*m. soleus*) [7, 110], який несе основне навантаження по підтримці тіла у вертикальному положенні.

Отже, поза – це статичний рух, який забезпечується тонічною м'язовою активністю, переважно розгиначів, які через безперервну рухомість ланок тіла підтримують загальний центр мас. При поступальній діяльності в роботу залучаються переважно повільні, енергоекономічні, стійкі до втоми рухові структури, а м'язові волокна, які входять до складу таких структур, функціонують в режимі, близькому до ізометричного та розвивають при цьому тривалі тетанічні скорочення незначної сили [73, 91].

Дослідження багатьох авторів дали можливість стверджувати, що асиметрія нижніх кінцівок впливає на поступальну рівновагу людини [9, 16]. При стоянні з симетричним навантаженням обидві кінцівки залучені в підтримку вертикальної пози, коригуючи рухомість в сагітальній та фронтальній площинах. При зміні навантаження на одну ногу, змінюється їх участь в підтримці рівноваги. Нога, яка навантажена більше, переважно забезпечує підтримку рівноваги в сагітальній площині, а ненавантажена – у фронтальній.

Різна довжина нижніх кінцівок може бути з багатьох причин. Якщо це вроджена вада, то "схема тіла" формується з дитинства, і упродовж життя корегується на розвиток хвороби чи результат лікування. Вкорочення кінцівки внаслідок травми призводить до формування тимчасової "схеми", яка може і не призвести до формування стійких звичок. Але є група хвороб, які мають тривалий перебіг і зміна "схеми тіла" відбувається помірно і, часто непомітно для людини. До таких хвороб можна віднести дегенеративні захворювання суглобів – остеоартроз. Розвиток хвороби може тривати декілька років, і організм пристосовується до неї поступово, помірно змінюючи спочатку картину активних рухів – бігу, пересування сходами, ходьби, а потім і позу стояння.

Остеоартроз (ОА) – гетерогенна група захворювань різної етіології, але зі схожими біологічними, морфологічними та клінічними проявами та результатом, в основі яких лежить ураження всіх компонентів суглоба, в першу чергу – хряща, а також субхондральної кістки, синовіальної оболонки, зв'язку, капсули та періартикулярних м'язів [25].

Доволі довго ОА вважали віковою хворобою "зношування" хряща, але в останні роки ОА розглядається як гетерогенна група захворювань суглобів, які патоморфологічно характеризуються фокальним руйнуванням суглобного хряща, зміною в субхондральній кістці (у тому числі мікропереломи та виникнення кіст), утворенням остеофітів, а також розвитком супутніх уражень інших компонентів суглоба [113]. В основі розвитку ОА лежить взаємодія багатьох факторів, у тому числі дегенеративні зміни суглобних структур, обумовлені віком, генетична схильність, надмірне навантаження на суглоби, метаболічні порушення, які змінюються з катаболічних процесів на анаболічні, тощо [106].

*Епідеміологія.* Остеоартроз (ОА) зустрічається в популяції у 10-20 % випадків та відноситься до найбільш розповсюджених захворювань населення всіх країн світу.

Збільшення кількості хворих остеоартрозом відмічається зі збільшенням віку – у 50 років в кожного другого мають місце прояви ОА, в 70 років клінічні ознаки виявляють вже у 80-90 % людей. Жінки страждають ОА майже у 2 рази частіше, ніж чоловіки [42, 43]. Частота остеоартрозу в сім'ях хворих в 2 рази вище, ніж у всій популяції, причому ризик розвитку захворювання у осіб з вродженими дефектами опорно-рухової системи підвищений в 7,7 рази, а в осіб з надлишковою масою тіла – в 2 рази [25, 81].

Відмічають статеву та вікову детермінованість захворювання: остеоартрозом колінних суглобів (гонартроз) хворіють переважно жінки старше 50-55 років, ОА кульшових суглобів (однобічний) спостерігають частіше у чоловіків до 50 років, а після 70 років – у жінок двобічний [80].

*Фактори ризику.* До основних факторів ризику розвитку ОА належать; генетичні (вроджені), набуті та фактори зовнішнього середовища.

Генетичні фактори – жіноча стать, дефекти гену колагену типу II (синдром Стиклера) [13], вроджені захворювання кісток та суглобів: варусне та вальгусне положення колінних суглобів, вроджена дислокація стегна, дисплазія вертлюжної западини, сколіоз, кіфоз, гіперлордоз, плоскостопість, гіпермобільність суглобів.

Набуті фактори – похилий вік, надмірна маса тіла (при індексі Кетле 30-35 кг/м<sup>2</sup> ризик розвитку ОА збільшується в 4 рази), дефіцит естрогенів в пост менопаузі у жінок [139], набуті захворювання кісток та суглобів, операції на суглобах.

До факторів зовнішнього середовища відносять: переохолодження, порушення екологічної рівноваги, дія хімічних токсинів, надмірне навантаження на суглоби (механічне перевантаження на здоровий хрящ, фізіологічне відносне навантаження зі зміною природної структури та трофіки хряща, нерівномірний розподіл навантаження на поверхню хряща тривалої дії, травми суглобів).

Суглоби мають наступну структуру: суглобні поверхні, суглобовий хрящ (гіаліновий або склоподібний), який покриває суглобні поверхні; суг-

лобова капсула, яка збудована з щільно волокнистої сполучної тканини, яка оточує кінці кісток, і не виходячи на суглобні поверхні, продовжується в надкiсницю цих кісток. Суглобова капсула має товсту зовнішню волокнисту фіброзну мембрану та внутрішню тонку синовіальну мембрану, яка виділяє у порожнину суглоба синовіальну рідину. Суглобова порожнина виглядає як щілиноподібний простір між суглобовими поверхнями кісток, які з'єднуються, замкнений з усіх боків суглобовою сумкою. Є зв'язки, позасуглобові та внутрішньо суглобні, в колінному суглобі є суглобові диски та суглобові меніски.

Незалежно від причини розвитку ОА, розрізняють 3 стадії артрозу [18].

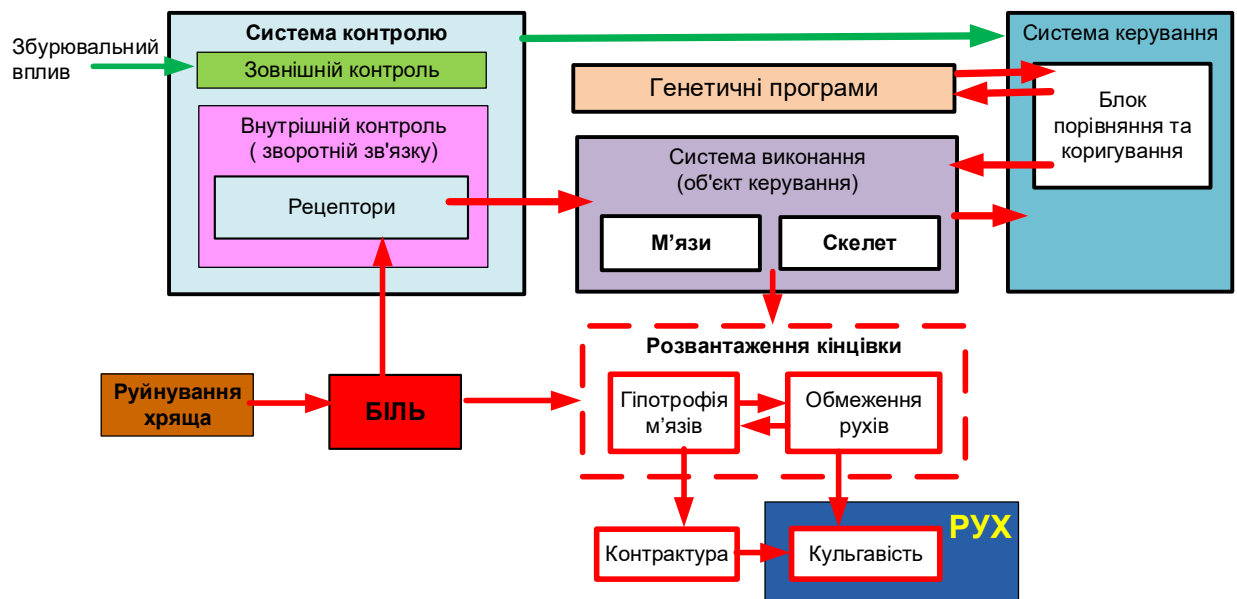
На першій або початковій стадії артрозу немає виражених морфологічних порушень тканин суглоба. Зміни стосуються лише функції синовіальної оболонки, зміни біохімічного складу синовіальної рідини, яка живить хрящ (і меніски) суглоба. Суглоб втрачає здатність протистояти звичному для нього навантаженню, що супроводжується запаленням і больовим синдромом. У початковій стадії захворювання м'язи, які здійснюють рухи в суглобі, ослаблені, але, загалом, не змінені.

Під час другої стадії захворювання починається руйнування суглобового хряща (і менісків). Кістка реагує на навантаження суглобів появою ділянок з крайовими розростаннями – остеофітами. Спостерігається порушення функції м'язів за рахунок порушення рефлекторної нейротрофічної регуляції.

Третя стадія – важкий артроз. Ознаками є виражена кісткова деформація опорної ділянки суглоба, що викликає зміну осі кінцівки. Вкорочення зв'язок суглоба та їх функціональна неспроможність призводить до патологічної рухливості суглоба або в поєднанні з жорсткістю суглобової сумки – до різкого обмеження природних рухів – контрактур. У третій стадії захворювання навантаження суглоба і його рухова активність різко порушується, в зв'язку з контрактурами і порушенням осі кінцівки змінюється амплітуда скорочення м'язів, змінюються нормальні точки кріплення м'язово-сухожильного комплексу. Це супроводжується вкороченням або розтягван-

ням м'язів, зниженням здатності до повноцінного скорочення. Трофічні порушення при захворюванні суглоба стосуються не тільки м'язів, але і всіх тканин кінцівки.

Хронічне запалення і хронічний больовий синдром зазвичай супроводжують 2 і 3 стадію. Саме стадійність розвитку остеоартрозу ми заклали в основу концептуальної моделі формування патологічного руху (рис. 3.3).



**Рис. 3.3.** Концептуальна модель формування патологічного руху (формування патологічної програми ходьби).

В основі патогенезу остеоартрозу лежить порушення функції і структури хряща суглоба. Суглобовий хрящ – високоспеціалізована тканина, що складається з матриксу і занурених у нього хондроцитів. Матрикс містить дві головні макромолекули, глікозамін (протеоглікани) і колаген. Висока концентрація протеогліканів в хрящі тримає колагенову мережу під напругою, сприяючи таким чином рівномірному розподілу навантаження, яка впливає на хрящ, і забезпечує відновлення форми після припинення дії навантаження.

ОА розвивається в результаті механічних та біологічних причин, які дестабілізують у суглобовому хрящі та субхондральній кістці природні взає-



мовідносини між деградацією та синтезом хондроцитами компонентів матриксу. Найбільш ранні зміни хряща пов'язані зі втратою матриксом поверхневого шару протеогліканів, що супроводжується його гіпергідратацією. Функціональні здібності хряща – здатність витримувати значні тиски, рівномірний розподіл навантажень та відновлення тканин після навантажень, забезпечують глікозаміноглікани (ГАГ), які обмежують вміст води, а також протеоглікани та колаген II типу. Хрящ витримує значні статичні та динамічні навантаження завдяки організованій структурі матриксу, а саме високій концентрації протеогліканів. З їх втратою міцність хряща знижується, створюються передумови для його пошкодження. Характерною ознакою деструкції хряща є зменшення концентрації ГАГ, через що опір міжклітинної речовини до фізичного впливу знижується, поверхня хряща стає чутливою до ушкоджень.

На ранніх стадіях ОА незначне зниження вмісту ГАГ стимулює збільшення функціональної активності хондроцитів. Але при прогресуванні захворювання вміст ГАГ не нормалізується повністю, оскільки проліферація хондроцитів не повноцінна. Хондроцити швидко реагують на зміну матриксу, через що відбувається синтез нефібрілярного колагену і протеогліканів. Біомеханічні властивості міжклітинної речовини втрачаються, виникає розволокнення та розщеплення матриксу. Хрящ стає мутним, сухим, з глибокими ерозійними борознами, які можуть доходити до кістки.

Хрящ втрачає свою основну властивість – здатність амортизувати дію тиску на підлеглу кісткову тканину. Суглобові кінці зі втраченою амортизаційною функцією хрящової тканини, підпадають під збільшене та нерівномірне навантаження, що створює у субхондральній кістці зони механічного перевантаження, що, в свою чергу, призводить до порушення мікроциркуляції, поверхні суглобів відшліфовуються і з'являються жолобоподібні деформації де розвивається остеосклероз В глибоких відділах епіфізів переважає остеопороз з утворенням кіст та склерозованої тканини, через розростання кістково-хрящових утворень (остеофітів) по краях суглоба, змінюється геометрія

суглобових поверхонь. З часом виникають трабекулярні мікропереломи, ділянки ішемії та некрозу. Ці процеси можуть посилюватися при проростанні в хрящ елементів мікроциркуляторного русла. У запальний процес втягується синовіальна оболонка і субхондральні частини кістки. *На цьому етапі з'являється біль*, оскільки хрящ не інервується, біль є ознакою залучення в патологічний процес періартикулярних тканин. Через хронічний больовий синдром, який обмежує рухову активність хворих на ОА, розвивається гіпотрофія прилеглих до суглобів м'язів.

Виділяють три групи факторів, що ініціюють клінічні прояви остеоартрозу:

- інтраартикулярні: погіршення трибомеханічної ситуації як наслідок порушення анатомо-біомеханічних взаємовідносин в суглобі, внутрішньо-суглобова гіперпресія, вхід субхондральної кістки в порожнину суглоба, внутрішньокісткова ішемія, підвищення внутрішньокісткового тиску;
- екстраартикулярні: формування контрактур, обумовлених больовими, тобто рефлекторними м'язово-тонічними синдромами; вертеброгенні дискінезії, в тому числі корінцеві синдроми;
- адаптивна реакція організму на наявність остеоартрозу: виснаження пристосувальних можливостей організму і розвиток на цьому тлі хвороби.

Закономірності, що спонукають до таких змін, непрості і вивчені в більшості випадків лише в загальних рисах. Однак є підстави вважати, що в появі і наростанні екстраартикулярних змін при остеоартрозі реалізується складний комплекс компенсаторно-пристосувальних реакцій, що поширюються на весь опорно-руховий апарат. Це веде до розвитку нового рухового стереотипу, що дозволяє здійснювати статолокомоторну функцію кінцівок в нових біомеханічних умовах. З цієї причини формування екстраартикулярних чинників болю при ОА відбувається поступово, по мірі наростання порушень механізму статолокомоції і вичерпання можливостей пристосувальних реакцій їх компенсувати.

Завершення цього процесу відповідає такому моменту розвитку захворювання, коли компенсаторні механізми у вигляді перекосу тазу, хребта, зміни осі тіла, вже не в змозі поліпшити статолокомоторну функцію кінцівки. В цьому випадку відбувається активація тригерних пунктів болю, розташованих екстраартикулярно. У певних ситуаціях екстраартикулярний компонент больового синдрому може превалювати над андрогеним та визначати клінічні прояви захворювання.

Узагальнюючи всі викладені вище дані, можна створити модель розвитку патологічного біомеханічного патерну ходьби хворих на остеоартроз нижніх кінцівок.

Перші початкові порушення біомеханіки опороспроможності відбуваються не з появою болю, а з початком втрати хрящем амортизаційних властивостей. Ще до появи болю, на рівні безумовно-рефлекторних механізмів, організм починає підвлаштовувати біомеханіку пересування та стояння під зміни, які відбуваються у суглобі/ах.

Через зменшення гідратації хряща при виконання рухів значної амплітуди (широкий крок, різке присідання зі значним згинанням колінних суглобів, стрибки, тощо) виникають дискомфортні стани, а іноді больові відчуття, які викликають обмеження у виконанні таких дій.

Спочатку змінюється плавність рухів, потім зменшується довжина кроків, і відповідно, швидкість пересування [143]. Спроба пришвидшити ходьбу, викликає асиметрію кроків, тобто, крок здоровою кінцівкою стає довшим, а крок хворою зменшується, й як наслідок, розвивається періодична кульгавість [12, 30, 31, 125]. На цьому етапі м'язи, через обмеження рухомості та підсвідоме та патологічно-обумовлене їх недовантаження, починають помірно втрачати силу.

Поява болю, без своєчасного лікування, викликає стрімке наростання симптоматики. Вже свідоме обмеження рухів через біль призводить до помітної втрати сили м'язів, а перебудова суглобних структур – до зміни анатомічних співвідношень майже всього опорно-рухового апарату. Наростає куль-

гавість і не тільки через несиметричність довжини кроків, а й через вкорочення кінцівки в наслідок зміни геометрії суглобних поверхонь та зміни навантаження на стопи ніг, при зменшенні навантаження на стопу хворої кінцівки, відповідно, збільшується навантаження на відносно здорову [131].

Тривала функціональна неспроможність медіальних м'язів стегна призводить спочатку до привідних контрактур, а з часом зменшення сили м'язів передньої і задньої поверхні стегна до розвитку згинально-розгинальних контрактур. Тіло нахиляється вперед та у бік хворої кінцівки, і одночасно виникає вимушене згинання у суглобах протилежної кінцівки, що з часом може трансформуватися у функціональну контрактуру. Змінюється алгоритм ходьби. Вкорочення кінцівки веде до того, що при одночасному вимушеному згинанні протилежних суглобів, на вкороченій кінцівці відбувається вимушене залучення гомілково-надп'яtkового суглоба та суглобів стопи з їх перерозгинанням, що призводить до перевантаження м'язів гомілки та стопи. Через ослаблені м'язи навколо кульшового суглоба, для виконання кроку залучаються м'язи попереку, спини, плечового поясу, спостерігаються надлишкові рухи верхніх кінцівок та всього плечового поясу. І чим більш тривалий перебіг хвороби, тим глибше відбувається перебудова моторної програми ходьби.

Зміна природних анатомічних співвідношень викликає зміну навантажень на всі суглоби опорно-рухової системи і веде до розповсюдження дегенеративних змін на інші суглоби [70, 104, 107, 130, 133].

Тривалий перебіг процесу (упродовж декілька років) викликає зміну не тільки біомеханіки ходьби, а й зміну генетичної та набутої програм руху. Хворий вже не може ходити по-іншому, патологічна звичка перетворюється у набутий патологічний патерн.

Отже, на момент операції у хворого є тривалий сформований комплекс кістково-м'язової патології.

Поєднавши всі попередні моделі ми створили загальну концепцію формування патологічних моторних програм ходьби хворих при тривалому перебігу дегенеративних захворювань опорно-рухової системи (рис. 3.4).

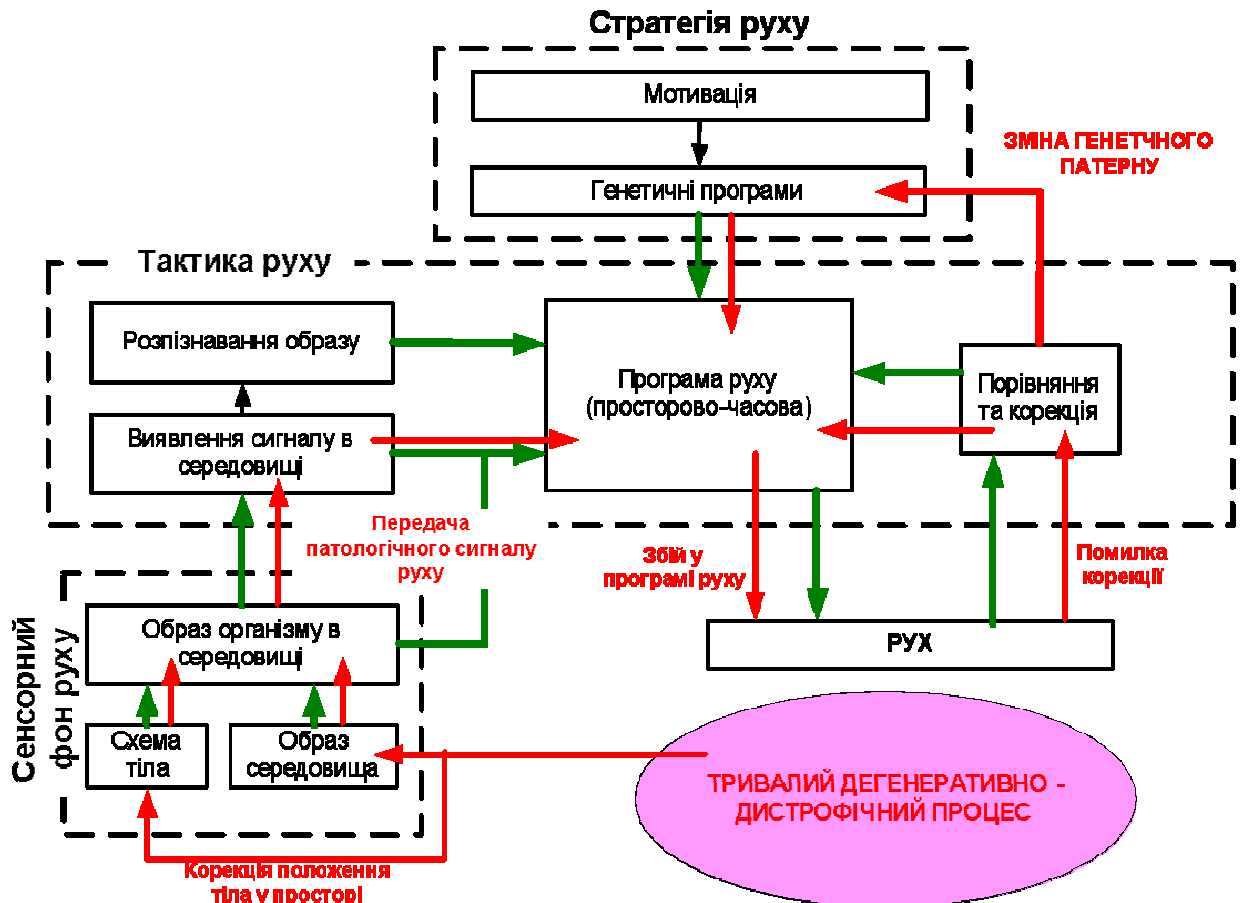


Рис. 3.4. Загальна концептуальна модель формування патологічних програм ходи хворих при тривалому перебігу дегенеративних захворювань опорно-рухової системи.

За представленою концептуальною моделлю сформований постуральний патерн при впливі на організм патологічних змін (тривалого захворювання чи руйнівного впливу), починає змінюватися, організм поступово вмикає компенсаторні механізми, які дозволяють до якоїсь межі запобігати болю, але тривалий перебіг захворювання запускає паралельні механізми зміни «формули» тіла і формування іншого рухового патерну. Тобто раніше сформований нормальний стереотип змінюється на патологічний на низько-

му рівні функціональної організації роботи нервової системи. У хворого формується новий патерн руху й поведінки, зміна якого потребує також часу, як і його формування, тобто доволі тривалого.

Серед найбільш розповсюджених набутих патернів є, наприклад, відчуття різної при фактично однаковій довжини нижніх кінцівок. При цьому хворі скаржаться, що протезована кінцівка більш довга. Тривала кульгавість і сформований в умовах вкорочення хворої кінцівки новий постуральний рисунок, при усуненні різниці у довжині формує відчуття надмірного збільшення.

Іншим прикладом може бути тривале формування контрактур у кульшовому суглобі, яке призвело до зміни анатомічних співвідношень в інших суглобах скелету, зменшення сили м'язів, порушення симетричності кроків при ходьбі, формування качиної ходи. Ендопротезуванням контрактуру було усунено, але набуті перебудови в модифікації функції систем керування залишилися, й при відмінному клінічному результаті спостерігають значні порушення ходьби, стояння та інше.

**Висновки.** Вивчення умов формування характерного патерну ходьби, зумовленого вродженою та скоригованою упродовж життя схемою тіла, дає можливість передбачити патологічні наслідки захворювань опорно-рухової системи, особливо при їх тривалому (хронічному) перебігу. Аналіз змінених внаслідок дегенеративного процесу постуральних патернів дає можливість лікарю передбачити результат проведеного хірургічного лікування, у тому числі тотального ендопротезування суглобів нижніх кінцівок, та розробити індивідуальний комплекс реабілітаційних заходів відновлення нормальної ходьби у хворого.

Результати досліджень, які представлені в даному розділі дисертації, відображені в статті у фаховому науковому журналі України та трьох тезах конференцій:

Тяжелов, О. А., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., Браніцький, О. Ю., & Обейдат Халед (2020). Патологічні постуральні патерни за умов тривалого перебігу остеоартрозу суглобів нижніх кінцівок. *Ортопедия, травматология и протезирование*, (1), 26-32. [40]

Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2018). *Фактори формування патологічного патерну ходьби при тривалому перебігу коксартрозу та їх вплив на відновлення після ендопротезування*. Тези представлені в матеріалах III Всеукраїнської наук.-практ. конф. «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 93-94). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич». [45]

Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Обейдат Халед, Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2019). *Концептуальна модель розвитку патологічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу*. Тезиси представлені в матеріалах IV Всеукраїнської конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стр. 84-85). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич». [50]

Фіщенко, В. А., Браніцький, А. Ю., Обейдат Халед, Карпінська, Е. Д., & Карпінський, М. Ю. (2019). *Концептуальна модель формування патологічного патерну ходьби при длительном течении остеоартроза*. Тезиси представлені в матеріалах Пироговського форуму з міжнародним участям, посвященого пам'яті проф. В. И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» и Юбилейной научно-образовательной конференции железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвящённой 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД», Москва (стр. 273). Москва: Медфорум. [44]

## РОЗДІЛ 4

### РОЛЬ М'ЯЗІВ СТЕГНА ТА ТАЗОВОГО ПОЯСУ В ФОРМУВАННІ КОНТРАКТУР КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ПРИ КОКСАРТРОЗІ

Тривалий перебіг будь якого ортопедичного захворювання призводить до вмикання пристосувальних механізмів поведінки, пересування, тощо. Не виключенням є і дегенеративні захворювання кульшових суглобів. У попередньому розділі було розглянуто механізм зміни природнього, вродженого патерну ходьби на патологічний, набутий упродовж тривалого перебігу хвороби.

Наявність дегенеративних процесів у кульшових суглобах спонукає людину зменшити рухову активність, а тривале обмеження обсягу рухів призводить спочатку до помірної втрати сили м'язів, а із збільшенням дегенеративних руйнувань суглобів, пришвидшується втрата м'язової сили, розвиваються контрактури. Порушуються анатомічні співвідношення м'язів антагоністів, що призводить до порушення рівноваги як при підтриманні вертикальної пози, так і під час рухової активності. В процес ходьби залучені всі м'язи нижніх кінцівок, тазового поясу, спини та живота. Для підтримки рівноваги необхідна збалансована їх робота, тобто злагодженість напруження м'язів антагоністів. При ходьбі суглоби нижньої кінцівки виконують по чергово згинання та розгинання, тому м'язи відповідальні за ці рухи по чергово активуються, чи працюють як антагоністи; таз виконує ротаційні рухи у всіх площинах, а також здійснює бічне розхитування, стабільність його у поперековому напрямку забезпечується одночасно скороченням привідних м'язів стегна з одного боку й відвідних м'язів стегна з іншого. В таблиці 4.1 наведено м'язи стегна, відповідальні за його роботу.

Згідно нашої концепції розвитку патологічного патерну при тривалому перебігу дегенеративних захворювань кульшового суглоба, сформовані привідні контрактури доволі швидко переходять у згинально-привідні. Тобто



слабкість м'язів тулубу, та сідниць призводить до нахилу корпусу і формування анталгічної флексійної постави, а згодом й контрактури.

Таблиця 4.1

**М'язи стегна, відповідні за функціональність стегна.**

<b>Приведення</b>	<b>Відведення</b>
m. add. brevis m. add. magnus m. add. longus m. pectineus m. gracilis m. gluteus max (каудальна частина 3) m. quadrus femoris (при розігнутому стегні)	m. gluteus med m. gluteus min m. periformis (при зігнутому стегні) m. tensor fasciae latae m. gluteus max (краніальна частина 1) mm. obturatorii (при зігнутому стегні) m. gemelli (при зігнутому стегні) m. quadrus femoris (при зігнутому стегні)
<b>Згинання</b>	<b>Розгинання</b>
m. iliopsoas m. rectus femoris m. tensor fasciae latae m. sartorius m. gracilis (до 40° згинання) m. pectineus (до 70° згинання) m. gluteus med (передня частина) m. gluteus min (передня частина) mm. add brevis (до 60° згинання) m. add. Longus ( до 60° згинання) m. piriformis (до 60° згинання)	m. gluteus max m. semimembranosus m. semitendinosus m. biceps femoris m. gluteus med (задня частина) m. gluteus min (задня частина) mm. adductorii (зі згинання більше 70°) m. pectineus (з 70° згинання) m. piriformis (з 60° згинання) m. gracilis (з 40° згинання) mm ischiocrurales
<b>Попередження опущення тазу з боку ноги, яку переносять</b>	<b>Антагоністи</b>

Продовження табл. 4.1

m. gluteus min	mm. adductoris
m. tensor fasciae latae	m. pectineus
	m. grasilis
	m. quadratus femoris

На початку розвитку остеоартрозу кульшового суглобу спостерігається дискомфорт та больові відчуття у привідних м'язах стегна – аддукторах та обмеження обсягу рухів, переважно ротаційних [17].

Зменшення рухової активності призводить до зниження сили м'язів, не тільки навколо кульшового суглоба, а й всієї нижньої кінцівки. Постійне напруження привідних м'язів стегна та поступове формування привідних контрактур призводить до зміни важелів дії сил м'язів всього тазового поясу, стегна та сідниць, тобто м'язів, відповідальних за стабілізацію тазу. Враховуючи те, що рівновага тазу підтримується м'язами-антагоністами, які знаходяться у балансі, то функціональне порушення якоїсь групи м'язів, веде до дестабілізації інших.

При нормальному стані м'язів відбувається їх збалансоване навантаження та розвантаження. При наявності привідної контрактури, м'язи відповідальні за приведення стегна знаходяться у послабленому стані, а ті, що відповідають за абдукцію – у скороченому. Обмеження ротаційних рухів порушує роботу м'язів-ротаторів, а формування згинальної контрактури призводить до послабшення роботи м'язів передньої частини стегна – згиначів і посилення розгиначів, які знаходять в постійному скороченні. При ходьбі, коли у фазі опори та відриву пальців стопи й початку переносу ноги, відбувається надмірне скорочення м'язів передньої групи, через те, що треба здійснити розгинання стегна на більший кут, ніж в нормі, тобто спочатку подолати згинальну контрактуру, а потім відвести стегно для здійснення кроку. При формуванні згинальної контрактури (як правило із вже сформованою привідною) на до-

даток відбуваються зміни у м'язах відповідальних за розгинання та згинання стегна.

Для того, щоб встановити чи призводить наявність контрактур у кульшовому суглобі до зміни сил м'язів, і які з них страждають більше, було проведено дослідження на моделях з різними видами та ступенями контрактур.

В даному дослідженні ми розглядаємо етапи формування патологічної ходьби, тобто, за яким порядком формуються нові патерни, на якому етапі вони стають незворотніми. Через це було розроблено 4 моделі з різним ступенем контрактур:

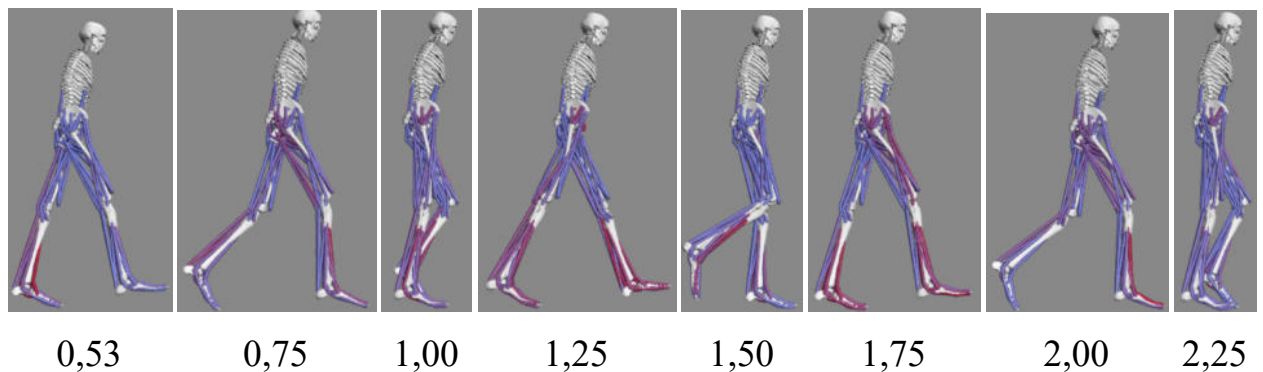
*модель 1 (норма):* розгинання/згинання  $10^{\circ}/0^{\circ}/45^{\circ}$ ; відведення/приведення  $5^{\circ}/0^{\circ}/12^{\circ}$ ; ротація  $3^{\circ}/0^{\circ}/3^{\circ}$ , розворот стопи –  $5^{\circ}$ ;

*модель 2:* розгинання/згинання  $10^{\circ}/0^{\circ}/45^{\circ}$ , відведення/приведення  $0^{\circ}/5^{\circ}/15^{\circ}$  (установка приведення –  $5^{\circ}$ ); ротація –  $0^{\circ}$ ; розворот стопи –  $5^{\circ}$ ;

*модель 3:* розгинання/згинання  $0^{\circ}/10^{\circ}/45^{\circ}$  (згинальна установка –  $10^{\circ}$ ); відведення/приведення  $0^{\circ}/7^{\circ}/15^{\circ}$  (установка приведення –  $7^{\circ}$ ); розворот стопи –  $7^{\circ}$ ;

*модель 4:* розгинання/згинання  $0^{\circ}/20^{\circ}/45^{\circ}$  (згинальна установка  $20^{\circ}$ ); відведення/приведення  $0^{\circ}/10^{\circ}/15^{\circ}$  (установка приведення –  $10^{\circ}$ ); розворот стопи –  $10^{\circ}$ . Вкорочення стегнової кістки 2 см.

Для більш зручного розуміння отриманих даних наводимо діаграму фаз кроків, відповідальних розмітці на графіках (рис. 4.1).



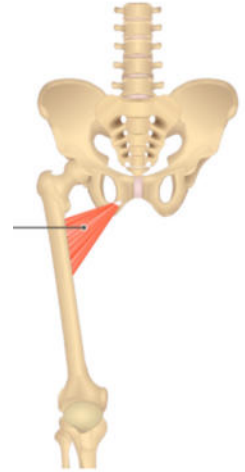
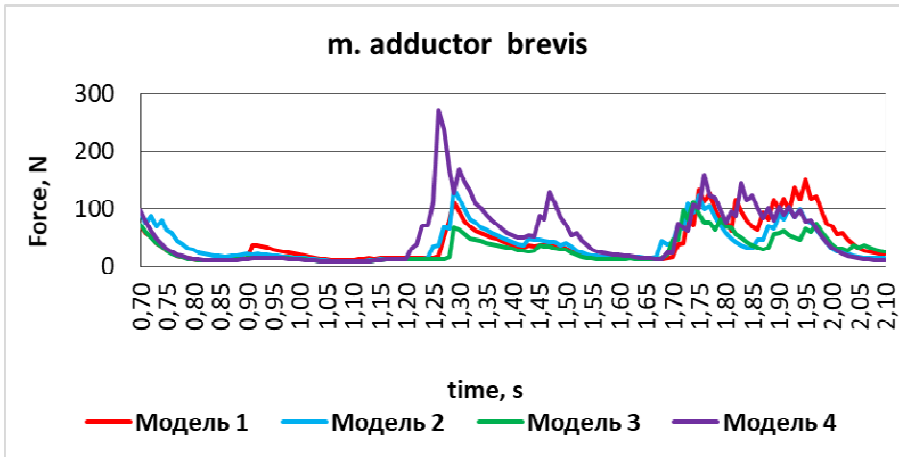
**Рис. 4.1.** Діаграма фаз кроків, с.

Підкреслюємо, що м'язи одночасно приймають участь у забезпеченні декількох рухів, наприклад аддуктори допомагають у згинанні та розгинанні стегна, а м'язи сідничної ділянки залучені практично до всіх рухів нижньої кінцівки.

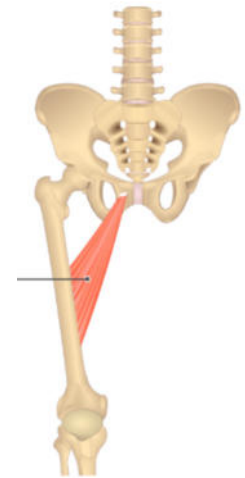
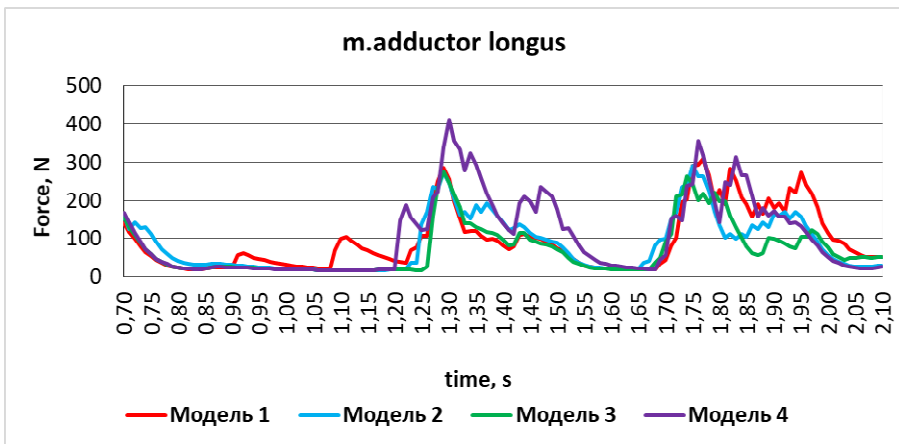
Розглянемо зміни в роботі м'язів ушкодженої кінцівки з розвитком контрактури. На рисунку 4.2 показано зміну необхідної сили при виконанні нормального кроку для м'язів аддукторів стегна.

Основна функція *m. add. brevis* (див. рис. 4.2, а) полягає у приведенні стегна медіально [100]. Отже при формуванні привідної контрактури для приведення стегна витрачається менше зусиль, ніж при нормальному його положенні, але при формуванні згинальної контрактури змінюється кут напрямку дії сил *m. add. brevis*, тому для виконання своєї функції м'яз повинен розвивати більшу силу, отже потрібно відвести стегно назад і латерально, тобто здійснити додаткову роботу. Пік максимальних зусиль *m. add. brevis* припадає на період – момент опори на пальці стопи (1,25 с) та момент їх відриву (1,50 с). Максимальне зусилля м'яз розвиває у момент максимального розгинання стегна з опорою на пальці стопи. При наявності тільки привідних контрактур зусилля збільшується приблизно на 20 – 25 %, а при наявності згинальної контрактури з вкороченням кінцівки необхідне зусилля м'яза для виконання цих рухів збільшується в 4 – 5 разів.

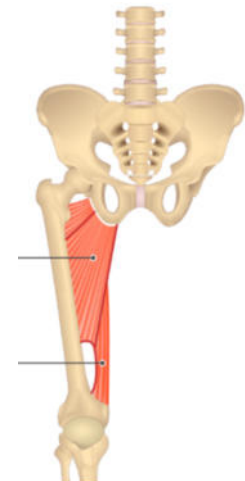
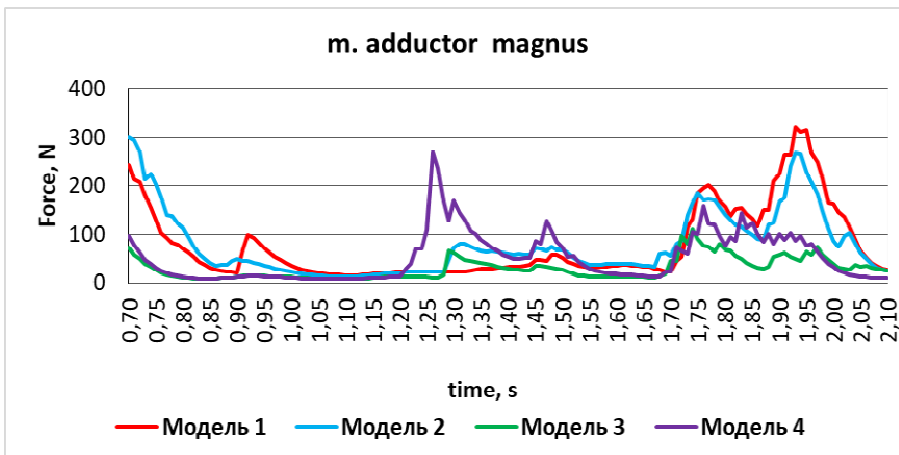
М'яз *m. add. longus* виконує приведення та бокову ротацію стегна [128]. При нормальному стані кульшового суглобу у момент переносу ноги відбувається латеральна ротація стегна, з одночасним утриманням приведення (1,70 – 2,00 с – червона крива). При наявності привідної контрактури та обмеженні ротаційних рухів робота *m. add. longus* зменшена, і тільки при сформованих згинальних контрактурах спостерігається значне збільшення зусиль м'яза у фазі опори на пальці стопи, їх відриву та у першу половину фази переносу стопи, коли вона ще не перенесена до переду. Як показали результати моделювання при формуванні контрактур в цій фазі робота *m. add. longus* зменшується, тобто природне приведення стегна не вимагає збільшення сили



а



б



в

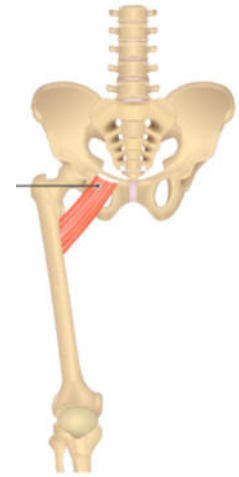
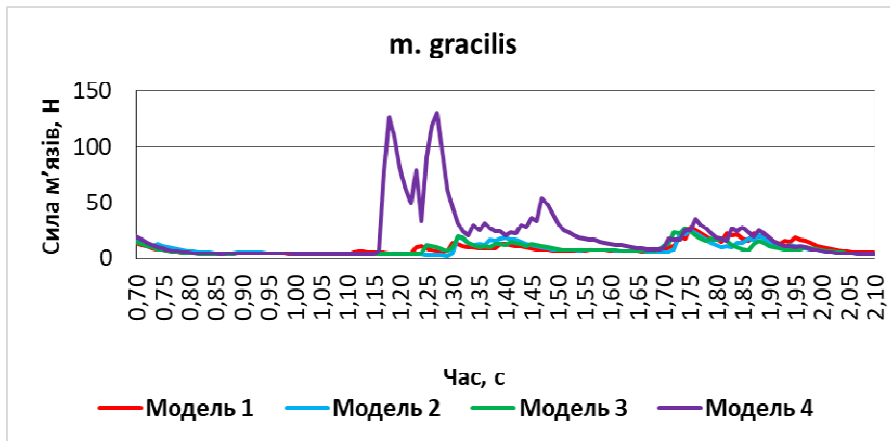
**Рис. 4.2.** Сила, яку розвивають аддуктори стегна при наявності згинально-привідних контрактур.

**Примітки:** а) *m. adductor brevis*; б) *m. adductor longus*; в) *m. adductor magnus*.

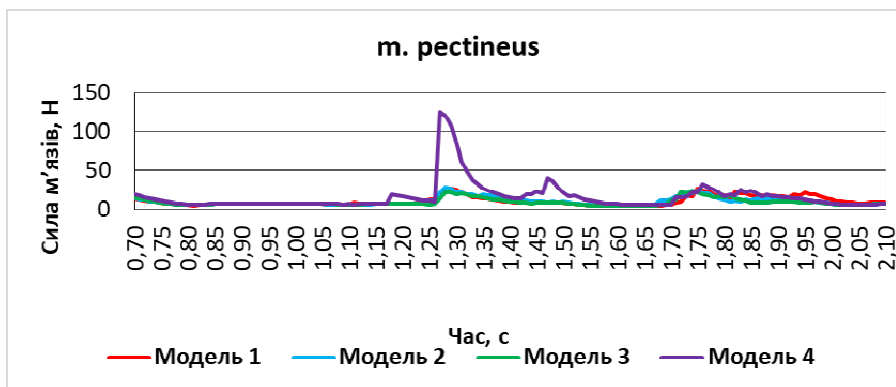
приведення. Тому зі збільшенням величини контрактури зменшується необхідна сила м'яза від 20 % для моделі 2 до 80 % для моделі 4. Але у фазі утримання стопи над опорою з максимально виведеною вперед стопою, м'яз *add. longus* при наявності вкорочення кінцівки збільшує необхідну силу до 150 %. В інших умовах збільшення необхідної сили для утримання стопи над опорою сягає 20 – 50 %. Тобто, наявність тільки контрактур кульшового суглобу призводить до незначного збільшення навантаження *m. add. longus*, а наявність ще й вкорочення вимагає його надмірного скорочення для підняття стегна та тазу, тобто для здійснення додаткової роботи.

М'яз *add. magnus* – найбільший м'яз медіальної групи, основною функцією якого є приведення стегна та його розгинання [128]. Якщо при привідній контрактурі робота *m. add. magnus* не сильно помітна, то при наявності згинальної контрактури для виконання функції розгинання стегна потрібна витрата значних зусиль (див. рис. 4.2, в). Отже, в фазу опори на пальці стопи (1,20 – 1,35 с) активується каудальна частина, а у фазі переносу стопи (1,35 – 1,75 с) активується краніальна частина *m. add. magnus*. Результати моделювання виявили особливість роботи *m. add. magnus*. Вона полягає в тому, що при появі згинальної контрактури і при наявності тільки привідної контрактури у першій половині фази опори на стопу, м'язу необхідно розвивати менше зусиль, ніж в нормі, у другій половині фази опори на стопу, коли вона переходить на опору на пальці, а стегно розгинається, м'яз потребує збільшення зусиль для виконання рухів. У цей момент при наявності згинальних контрактур збільшення зусиль сягає 400 – 900 %. За даними моделювання зі збільшенням важкості контрактури спостерігається зміщення фаз скорочення м'яза на більш ранні терміни, в середньому на 0,1 с.

М'язи *m. gracilis* та *m. pectineus* (рис. 4.3) виконують приведення стегна та медіальну ротацію, але основною їх функцією є його згинання. *M. gracilis* працює до кута згинання  $40^\circ$ , а *m. pectineus* до  $70^\circ$ .



а



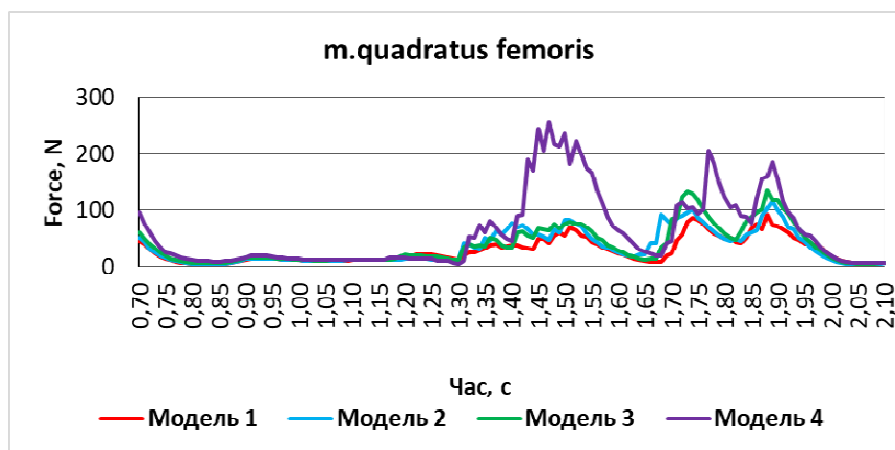
б

**Рис. 4.3.** Сила, яку розвивають аддуктори стегна при наявності згинально-привідних контрактур.

**Примітки:** а) *m. gracilis*; б) *m. pectineus*.

Незначні привідні та згинальні контрактури (модель 2 та 3) не призводять до помітних змін у вказаних м'язах, але графіки для моделі 4 характеризуються значними піками активності у фазах опори на стопу. В одноопорній фазі кроку скорочення *m. gracilis* починає з 1,15 по 1,30 с, коли стегно максимально відведено назад. Необхідна сила для виконання цих рухів перевищує норму в 10 та більше разів. Скорочення *m. pectineus* починається з 1,25 по 1,40 с, при відведенні стегна назад та відриву пальців від опори. Зростання необхідної сили м'яза сягає 500 %, другий етап надмірного навантаження реєструється на 1,47 с – початок переносу стопи над опорою потребує збільшення навантаження в 4 рази порівняно з нормою.

До м'язів, які утримують стегно в анатомічному положенні відноситься *m. quadratus femoris* – парний м'яз сідничної області. Він виконує важливу функцію зі стабілізації кульшового суглоба, утриманні голівки стегнової кістки у вертлюговій западині, а також приймає участь у відведенні та приведенні стегна. При остеоартрозах кульшового суглоба відбувається порушення положення голівки стегнової кістки у вертлюжній западині – просідання через втрату її шароподібності, латералізація чи медіалізація стегна. Аналіз змін в роботі *m. quadratus femoris* із збільшенням ступеня контрактур показано на рисунку 4.4.



**Рис. 4.4.** Сила, яку розвиває *m. quadratus femoris* при наявності згинально-привідних контрактур.

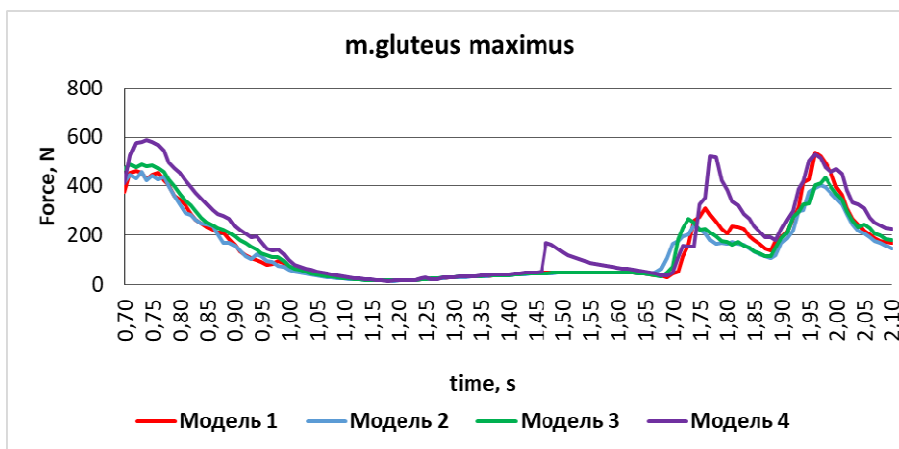
Згідно аналізу отриманих даних, разом з початком формування обмеження рухів у суглобі спостерігається порушення в роботі *m. quadratus femoris*. М'яз починає працювати у напруженому режимі, а з формуванням значної згинальної контрактури (рожева крива) для утримання суглоба в анатомічному положенні потрібне збільшення необхідної сили в 4 – 5 разів, особливо у фазах переносу стопи (1,45 – 1,65 с). Так як *m. quadratus femoris* діє як один з м'язів-антагоністів для м'язів-згиначів, то у цю фазу кроку він намагається виконувати роботу зі стабілізації суглоба – при вимушеному згинанні виводить його в розгинання. При переносі стопи над опорою (1,70 –



1,95 с) м'яз виконує роботу зі стабілізації тазу, тобто запобігає його опущенню, а при наявності вкорочення кінцівки робота м'яза потребує додаткових зусиль.

М'яз *quadratus femoris* відноситься до внутрішньої групи м'язів тазу, які виконують стабілізацію стегна. Інші м'язи цієї групи – *m. obturatoris ma* *m. gemelli* також страждають при зміні анатомічних співвідношень у кульшовому суглобі. Ми не наводимо графіки роботи цих м'язів, але аналіз показав, що зі збільшенням контрактур цим м'язам необхідно розвивати більші зусилля, особливо у фазі згинання стегна та переносу стопи. Отже графік їх роботи схожий на графік *m. quadratus femoris*.

*M. gluteus maximus*. Каудальна частина м'язу відповідає за приведення стегна, краніальна – за його відведення. Робота м'язу наведена на рисунку 4.5.



**Рис. 4.5.** Сила, яку розвиває *m. gluteus maximus* при наявності згинально-привідних контрактур.

Основна функція *m. gluteus maximus* полягає у розгинанні стегна. Напруження *m. gluteus maximus* припадає на фазу переносу стопи (0,70 – 0,80 с) та першу половину опори на стопу (до 2,00 с), тобто до кінця двоногостійкої фази кроку, з максимумом у фазі утримання стопи з максимально зігнутих стегном (1,95 – 1,99 с). Для моделей з контрактурами спостерігається зменшення зусиль для згинання стегна в середньому на 5-10 %, але значне збіль-

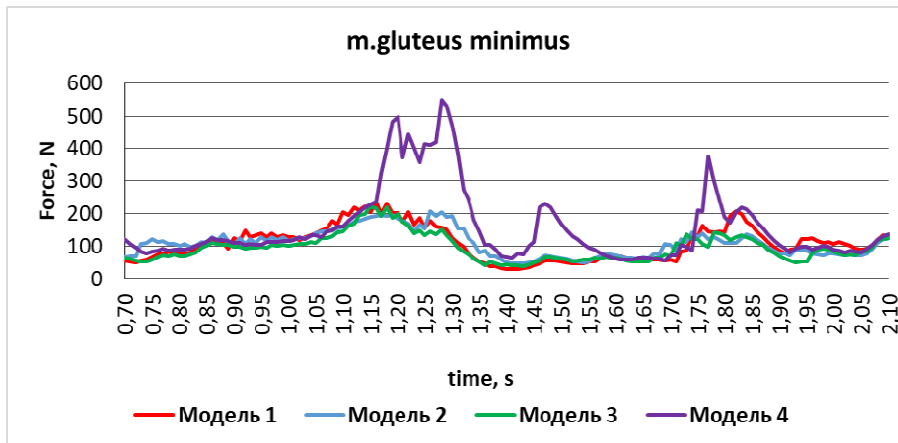
шення для утримання стопи у вивішеному стані (наростання зусиль від 30 % до 200 % для моделі 4). Зміщення початку і завершення скорочення *m. gluteus maximus* помітно на всіх фазах кроку, порушується згладженість скорочення та розслаблення м'яза.

Для латералізації стегна, необхідна робота аддукторів стегна. При наявності привідної контрактури роботи для аддукторів стає більше. Розглянемо роботу м'язів-аддукторів при наявності привідних та згинально-привідних контрактур. Роботу *m. quadratus femoris* й *m. gluteus maximus* через універсальність їх функцій було розглянуто вище.

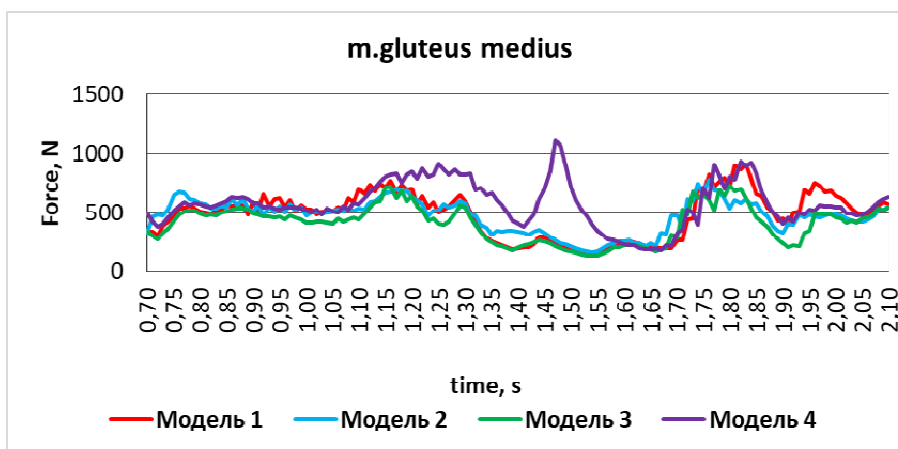
Для м'язів, які будуть розглянуті далі, функція відведення стегна є супутньою, основна їх функція полягає у ротації стегна назовні, його згинанні чи розгинанні. Сідничні м'язи *gluteus medius* та *gluteus minimus* в основному виконують роботу зі згинання (передня частина) та розгинання (задня частина) стегна, їх краніальні частини відповідають за відведення. Тому можна припустити, що наявність контрактури вносить дисбаланс в роботу цих м'язів. Ми не вивчали окремо роботу різних їх частин, а представили сумарну силу, яку розвивають *m. gluteus medius* та *m. gluteus minimus* при ходьбі (рис. 4.6).

За результатами моделювання визначено, що м'язи *gluteus medius* та *gluteus minimus* при ходьбі збуджуються по чергово, тобто *gluteus minimus* починає роботу у фазі максимально розігнутого стегна, а *gluteus medius* захоплює розвиток зусилля у фазі піднімання стопи та її переносу.

При наявності привідних контрактур сідничні м'язи працюють в режимі зниження величини сили скорочення. Незначні згинальні контрактури (до 10°) також не призводять до значних змін у їх роботі, але збільшення згинальної контрактури та вкорочення кінцівки різко впливають на роботу *gluteus medius* та *gluteus minimus*. На графіках видно, що при незначних контрактурах (модель 2 та 3) у фазі опори на стопу м'язи *gluteus medius* та *gluteus minimus* розслабляються, а при значних (модель 4), навпаки, спостерігається значний викид збільшення сили скорочення.



а



б

**Рис. 4.6.** Сила, яку розвивають сідничні м'язи при наявності згинально-привідних контрактур.

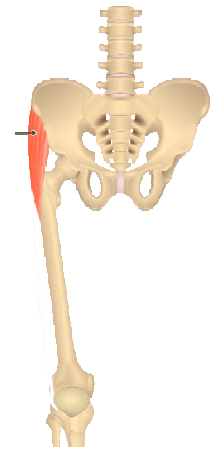
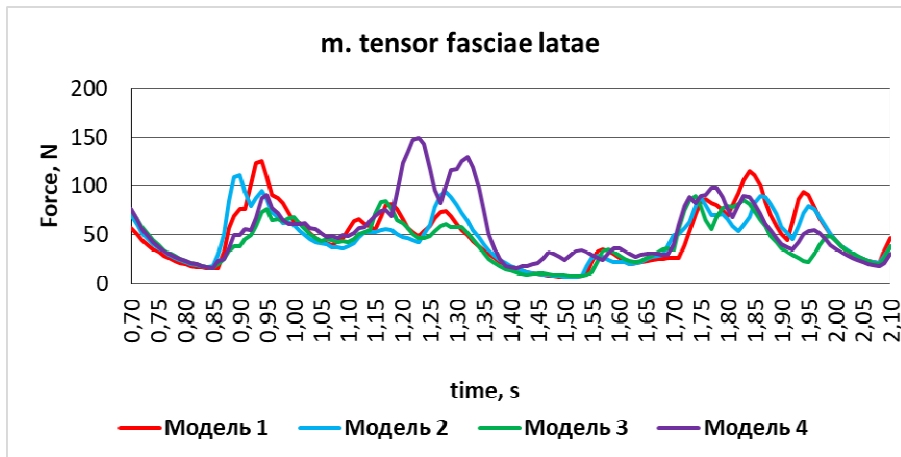
**Примітки:** а) *m. gluteus minimus*; б) *m. gluteus medius*.

В нормі (модель 1) *m. gluteus medius* розвиває максимальне зусилля у фазі опори на пальці стопи з 1,00 по 1,45 с, в межах цієї фази – при максимальному відведенні ноги дозад (1,2 – 1,3 с). При привідних контрактурах та незначній згинальній контрактурі (моделі 2 та 3) спостерігається зниження напруження *m. gluteus medius* в середньому на 10 – 20 %, але при важкій контрактурі (модель 4) та вкороченні кінцівки м'яз потребує збільшення навантаження до 80 %. Період максимального розслаблення м'яза припадає на період переносу стопи (1,37-1,71 с), з мінімумом у період, коли зігнута кінцівка знаходиться біля анатомічного центра ваги тіла (1,54 – 1,66 с). В цей період збільшення навантаження м'яза спостерігається при привідній контрактурі

(модель 2) ці показники зростали до 70 %, а при комбінованій – до 160 %. Треба відмітити, що в моделі 3 відбувається зменшення навантаження *m. gluteus medius* в середньому на 10 %. На нашу думку, це є результатом того, що для переносу кінцівки при наявності незначної привідної контрактури залучаються інші м'язи, а для переносу стопи допереду значних зусиль для згинання у кульшовому суглобі не потрібно. В моделі 4 надмірне навантаження м'язів пов'язано з під'ємом тазу в наслідок вкорочення кінцівки.

*M. gluteus minimus* у другій частині перекаату стопи одноопорної фази, а *m. gluteus medius* в кінці перекаату при відриві пальців для збереження рівноваги повинні розвивати надмірну силу, яка у 2 – 5 разів перевищує нормальну (модель 1). В нормі (модель 1) *m. gluteus minimus* поступово збільшує силу скорочення по мірі переносу маси тіла на пальці і сягає максимуму в одноопорній фазі, коли стопа протилежної кінцівки максимально винесена допереду, але ще не опустилася на опору (1,14 – 1,19 с). Це момент підтримки рівноваги тіла при мінімальній опорі (пальці однієї кінцівки). При наявності контрактур момент максимального скорочення *m. gluteus minimus* зміщується на фазу максимального розгинання кінцівки (1,25 – 1,30 с), тобто на час, коли в нормальному стані м'яз знаходиться вже в розслабленому стані. Якщо у фазі опори на пальці при наявності контрактур *m. gluteus minimus* надмірно розслаблений (до 30 % зменшення необхідної сили), то при максимальному відведенні стегна спостерігається надмірне навантаження від 80 % для моделі 2, до 350 % для моделі 4.

*M. Tensor Fasciae Latae (TFL)* (напружувач широкої фасції стегна) – натягує широку фасцію стегна, є згиначом стегна та його пронатором, відводить стегно. TFL напружує всі м'язи стегна та частково м'язи сідничної зони, сприяє випрямленню у кульшовому суглобі. Ще одна важлива його функція полягає у запобіганні опущення тазу з боку ноги, яку переносить. Отже порушення у роботі цього м'яза призводять до дисбалансу низки функцій кінцівки (рис. 4.7).



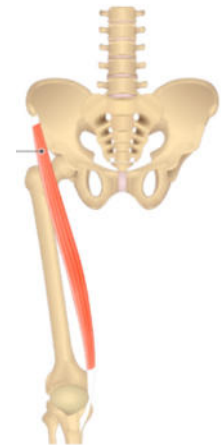
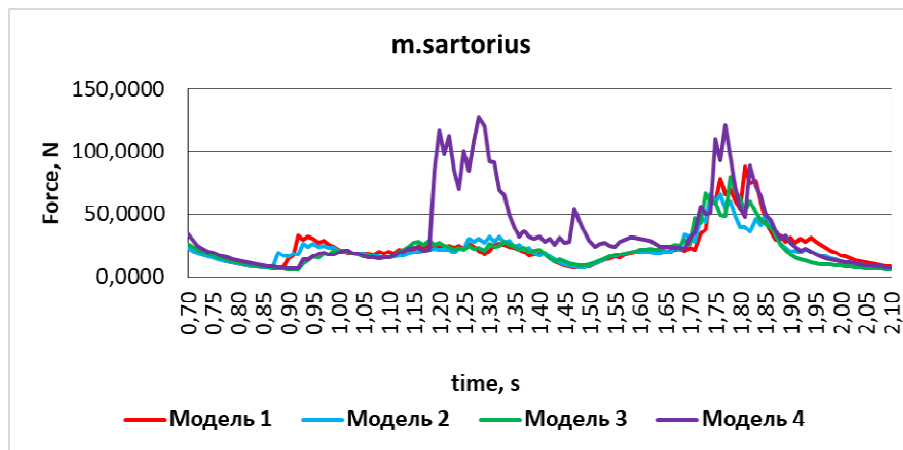
**Рис. 4.7.** Сила, яку розвиває *m. tensor fasciae latae* при наявності згинально-привідних контрактур.

Максимальна релаксація *TFL* спостерігається у фазі утримання стопи над опорою (0,90 – 1,00 с та 0,82 – 1,96 с), але у цю фазу кроку на графіку для моделі 4 видно збільшення сили скорочення м'язу на 1,20 – 1,35 с майже в 4 рази у момент відриву пальців та згинання стегна для переносу кінцівки, тобто у момент утримання тазу. Найбільше напруження *TFL* відбувається в одноопорній фазі від 1,1 с до 1,3 с, коли стегно максимально розігнуто, збільшення необхідної сили сягає 200 % для моделі 4. В цій фазі кроку м'яз виконує стабілізацію стегна, а саме його відведення для забезпечення рівноваги.

М'яз *Sartorius* – м'яз передньої поверхні стегна. Основна його функція полягає у згинанні стегна та колінного суглобу, а також у ротації гомілки всередину та назовні (рис. 4.8).

При аналізі результатів моделювання було виявлено, що при наявності привідних й згинально-привідних контрактур у одноопорній фазі кроку (0,85 – 1,2 с) *m. sartorius* працює у послабленому режимі, тобто потребує меншої сили скорочення, і зі збільшенням кута контрактури активність м'язу зменшується. У другій половині одноопорної фази кроку, а саме при опорі на пальці стопи (1,25 – 1,45 с) м'яз при наявності контрактур збільшує необхідну силу скорочення. У цей момент відбувається розгинання стегна, і для подолання вимушеного згинання, йому необхідно збільшити зусилля для виконання цієї функції. Особливо збільшення роботи *m. sartorius* видно при знач-

ній згинальній контрактурі (модель 4). Збільшення сили виникає у період максимального розгинання стегна (1,2 – 1,35 с) і сягає 300 %. У фазі переносу стопи, перед її опусканням (1,7 – 1,8 с) стегно розгинається, для моделі 2 відмічається зменшення необхідної сили (у межах 10 – 25 %) у порівнянні з нормою (модель 1), а для моделей 3 та 4 відмічається збільшення необхідної сили (до 50 %) у порівнянні з нормою, особливо в моделі 4 (до 80 %). Це пояснюється необхідністю не тільки підняти стегно, а й відвести його (у моделі 3 й 4), та компенсувати вкорочення кінцівки в моделі 4.



**Рис. 4.8.** Сила, яку розвиває *m. sartorius* при наявності згинально-привідних контрактур.

В згинанні стегна приймає участь *m. iliopsoas* – м'яз внутрішньої групи м'язів тазу. Він складається з двох м'язів – *m. iliacus* та *m. psoas major*. Крім згинання стегна, цей м'яз відповідає за нахил поперекового відділу хребта. Отже, розвиток згинальної контрактури призводить до зміни анатомічних співвідношень саме у поперековому відділі хребта (рис. 4.9).

На графіку (див. рис. 4.9) можна бачити, що привідна контрактура призводить до незначного зменшення сили *m. iliopsoas* упродовж всього періоду ходьби, особливо при двохопній фазі кроку (0,95 – 1,20 с). Розвиток згинальної контрактури в комбінації з вкороченням кінцівки призводить до необхідності збільшення сили у фазі перекату стопи (1,15 – 1,35 с) приблизно на 40-50 %, та при відриві пальців стопи від опори (1,50 с) в середньому на

160 %, тобто на початку згинання стегна для переносу стопи. Встановлено, що з розвитком контрактури відтермінується період скорочення м'яза від 0,94 с в нормі до 1,07 с в моделі 4, тобто скорочення м'яза наростає швидше, і сильніше.

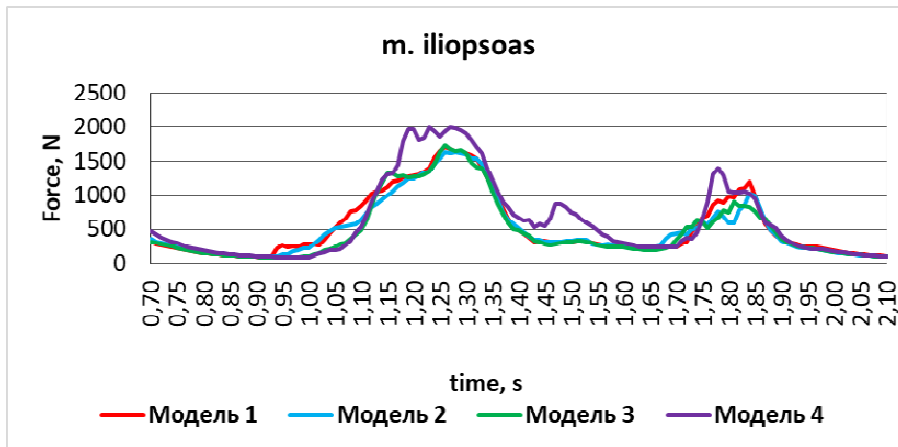
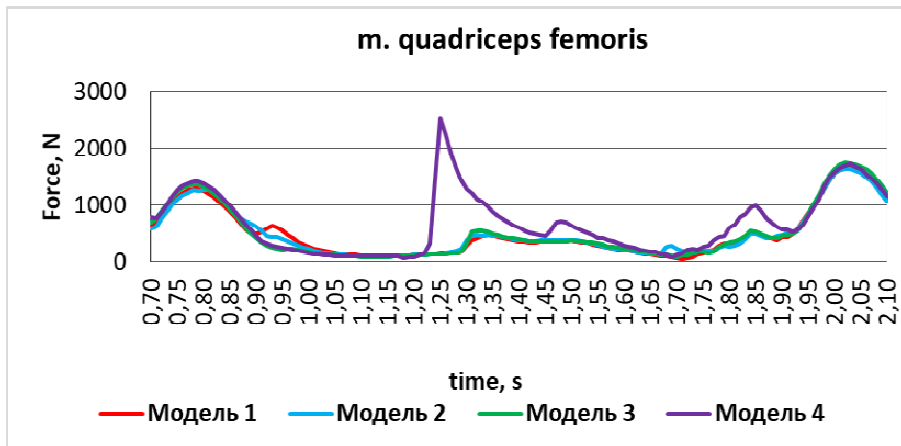


Рис. 4.9. Сила, яку розвиває м'яз *iliopsoas* аддуктори стегна при наявності згинально-привідних контрактур.

Ще один м'яз, який приймає активну участь у згинанні стегна – *m. quadriceps femoris* (чотириголовий м'яз), який складається з м'язів *Rectus Femoris*, *Vastus Medialis*, *Vastus Intermedius*, *Vastus Lateralis*. Це один з самих сильних м'язів нижньої кінцівки, він відповідає за розгинання гомілки в колінному суглобі, згинає стегно, притягує стегнову кістку до клубової кістки, та утримує голівку стегнової кістки у вертлюжній западині (рис. 4.10).

Функціонально основну роботу м'яз виконує при перенесенні стопи. З результатів моделювання видно, що наявність привідної контрактури (модель 2 та 3) змінює роботу *m. quadriceps femoris*, але у незначних межах (в середньому до 10 %) при перенесенні та утриманні стопи над опорою. При значній згинальній контрактурі (модель 4) максимум зусилля м'яза припадає на другу половину фази перекату стопи при максимальному розгинання стегна. Моделювання показало збільшення сили в 15 раз, і збереження напруження у фазу переносу стопи.



**Рис. 4.10.** Сила, яку розвивають м'язи *quadriceps femoris* при наявності згинально-привідних контрактур.

На останньому етапі дослідження було розглянуті м'язи задньої поверхні стегна, які відповідають, переважно, за його розгинання. У функції розгинання стегна приймають участь сідничні м'язи та аддуктори стегна. Особливості їх функціонування в умовах контрактур вже були розглянуті вище.

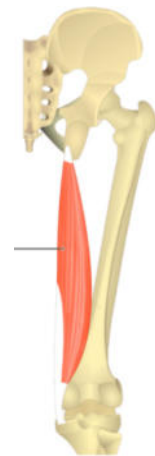
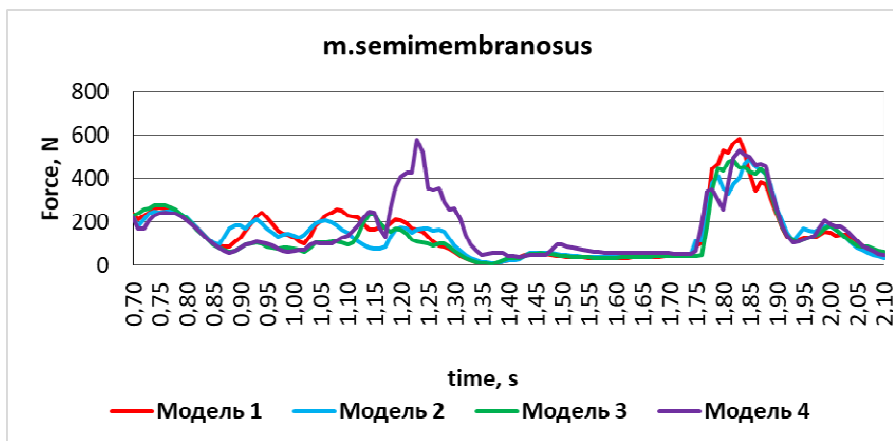
М'язи *Semimembranosus* та *Semitendinosus* – м'язи задньої групи стегна. Обидва м'язи розгинають стегно та згинають гомілку в колінному суглобі. Результати моделювання роботи цих м'язів показано на рисунку 4.11

В нормі (модель 1) основну роботу *m. semimembranosus* здійснює у другу фазу переносу стопи, тобто при виносі її до переду та утриманні над опорою (1,78 – 1,85 с), а максимум розслаблення припадає на період розгинання стегна (1,35 – 1,39 с). При контрактурах *m. semimembranosus* змінює характер роботи.

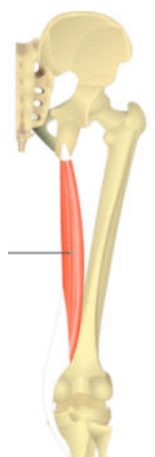
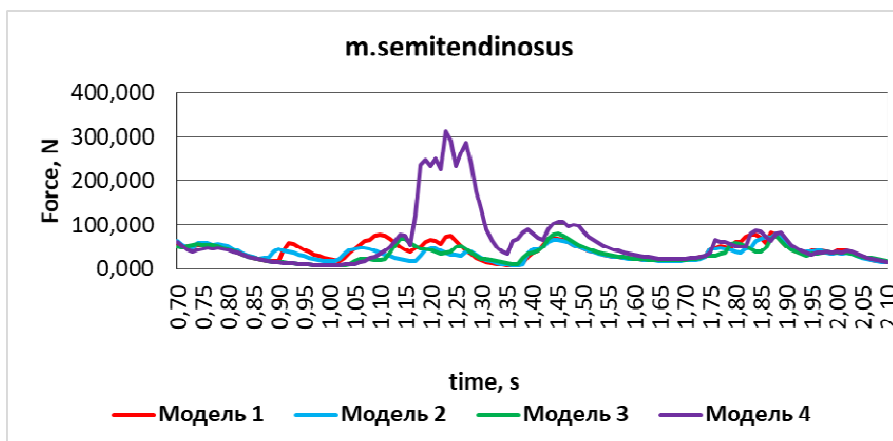
Тобто, у фазі максимального розслаблення в нормі (модель 1), з появою контрактур м'язи залишаються скороченими – в моделі 2 в середньому на 10 – 15 %, в моделі 3 – на 20 – 35 %, а в моделі 4 – для деяких положень ноги до 350 – 400 %. У фазі утримання стопи над опорою в моделях з контрактурами спостерігається помітне зменшення навантаження *m. semimembranosus* (в середньому на 30 %), що пов'язано з наявністю зігнутого та приведенного стегна внаслідок контрактури. Зміщується період відносної релаксації м'яза *m. semimembranosus*. В моделі 2 особливо це помітно у другій половині двох-



опорної фази кроку, тобто при – відведенні стегна дозад (від 1,07 с до 1,19 с), спостерігається зменшення навантаження м'язу до 50 %, що пояснюється наявністю приведення стегна. Для моделі 3, час максимального розслаблення зміщено на першу половину двохопорної фази (0,90 – 1,12 с), також в середньому на 50 – 60 %, що пояснюється появою згинальної контрактури. Аналогічно веде себе *m. semimembranosus* і в моделі 4, хоча зменшення скорочення м'язу менше виражене (на 45 – 55 %), Треба відмітити, що при деяких положеннях кінцівки спостерігається декілька піків надмірного навантаження



а



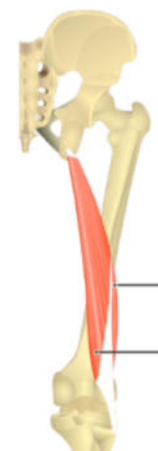
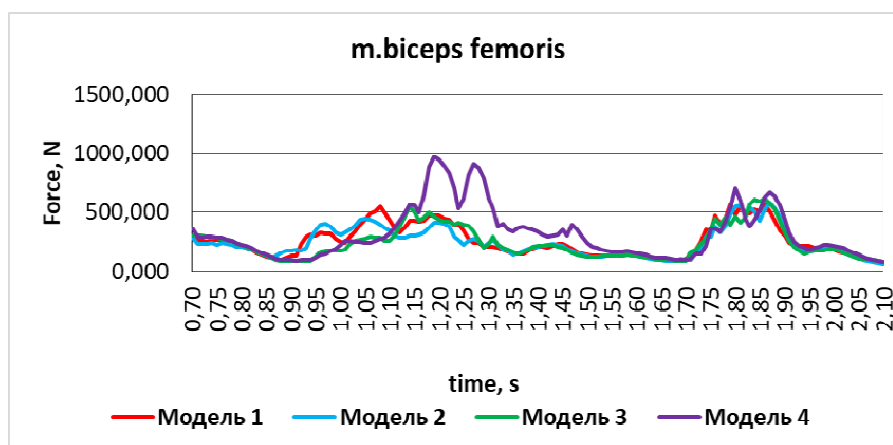
б

**Рис. 4.11.** Сила, яку розвивають м'язи задньої групи стегна при наявності згинально-привідних контрактур:

**Примітки:** а) *m. semimembranosus*; б) *m. semitendinosus*

*M. semitendinosus* в нормі (модель 1) має три етапи скорочення – фаза утримання стопи над опорою (0,70 – 0,80 с та 1,80 – 1,90 с), перша половина фази опори на пальці стопи в одноопорній фазі (1,07 – 0,21 с) й початок відриву пальців стопи від опори (1,43 – 1,50 с). При наявності контрактур періоди утримання стопи над опорою та фаза відриву пальців стопи залишаються, хоча і потребують менше зусиль. Зменшення скорочення м'яза сягає 50 – 60 %, а скорочення у фазі опори на пальці зміщується на другу частину, а саме на період розгинання стегна (1,14 – 1,40 с). При наявності привідних контрактур для виконання своєї функції м'яз потребує менше зусиль (в середньому на 40 – 55 %, а при наявності згинальної контрактури та вкорочення кінцівки збільшення зусиль в декілька разів (до 600 %), що пов'язано із вкороченням кінцівки.

М'яз *biceps femoris*, також належить до групи м'язів задньої поверхні стегна. Основною його функцією разом із великим сідничним м'язом є розгинання тулуба, а також ротація гомілки при зігнутому колінному суглобі. При ходьбі друга функція *m. biceps femoris* використовується мало, або частково, а перша, є основою прямоходіння. Отже за результатом моделювання показано, що згинальна контрактура, яка супроводжується нахилом тулуба, призводить до значного порушення роботи *m. biceps femoris* (рис. 4.12).



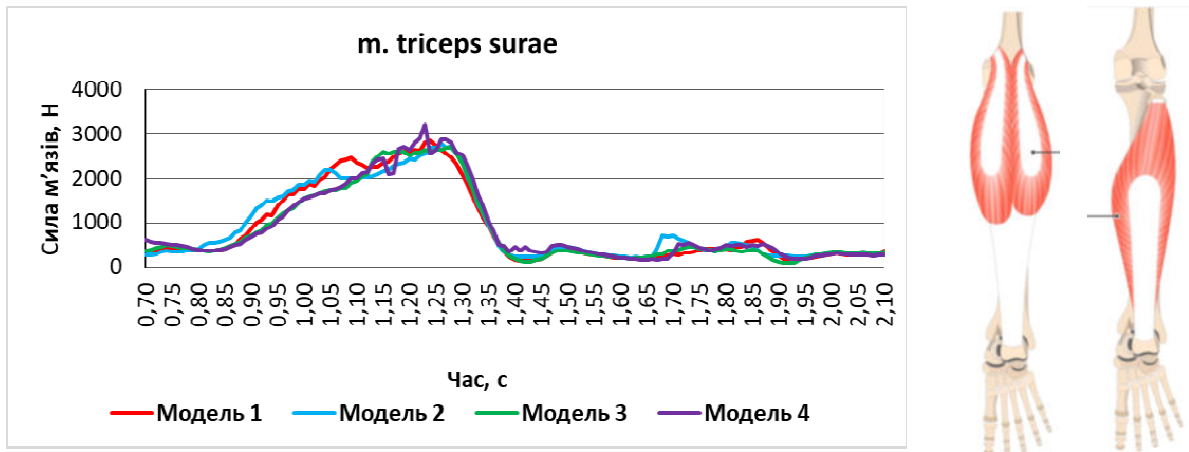
**Рис. 4.12.** Сила, яку розвиває *m. biceps femoris* при наявності згинально-привідних контрактур.

Наявність контрактур призводить до зниження необхідної сили м'яза при згинанні стегна, тобто у фазі переносу стопи (1,50 – 1,80 с) та при опорі на стопу. При наявності тільки привідної контрактури (модель 1) при одноопорній фазі кроку (0,85 – 1,05 с) *m. biceps femoris* розвиває більше зусилля (в середньому на 20 %). З появою згинальної контрактури скорочення переноситься на більш пізню фазу кроку – на період розгинання стегна з 1,10 с і продовжується до моменту відриву пальців до 1,40 с в моделі 3, і впродовж всього етапу переносу стопи для моделі 4. Треба відмітити, що для моделі 4 спостерігається підвищений рівень скорочення *m. biceps femoris* упродовж всього кроку.

Отже, як показали результати моделювання, при наявності контрактур крім м'язів, що оточують кульшовий суглоб, страждають і м'язи, відповідальні за рухи у колінному суглобі. Можна припустити, що зміни відбуваються і в м'язах гомілки та стопи. Вкорочення кінцівки, призводить до перевантаження м'язів стопи, а зміна кутів орієнтації кульшового суглоба в вертлюжній западині – до зміни напрямку важелів дії сил м'язів. Нами проведено моделювання зміни сил м'язів гомілки в залежності від ступеня контрактури кульшового суглобу.

На гомілці розташовано три групи м'язів – на задній, бічній (латеральній) та передній поверхні. Латеральну групу м'язів ми не розглядали, оскільки їх основна функція полягає у латералізації стопи. Розглянемо задню групу м'язів гомілки.

Самий великий та сильний м'яз гомілки – *m. triceps surae* (триголовий м'яз гомілки), який складається з двоголового м'яза (*m. gastrocnemius* – *medial* та *lateral*) й *m. soleus* (камбаловидний м'яз). Основна функція м'яза полягає у виконанні підошовного згинання, та стабілізації надп'яtkово-гомілкового суглоба у сагітальній площині, стабілізацію при переміщенні та утриманні тіла від падіння. На рисунку 4.13 показано зміну роботи *m. triceps surae* в залежності від розвитку контрактур кульшового суглоба.



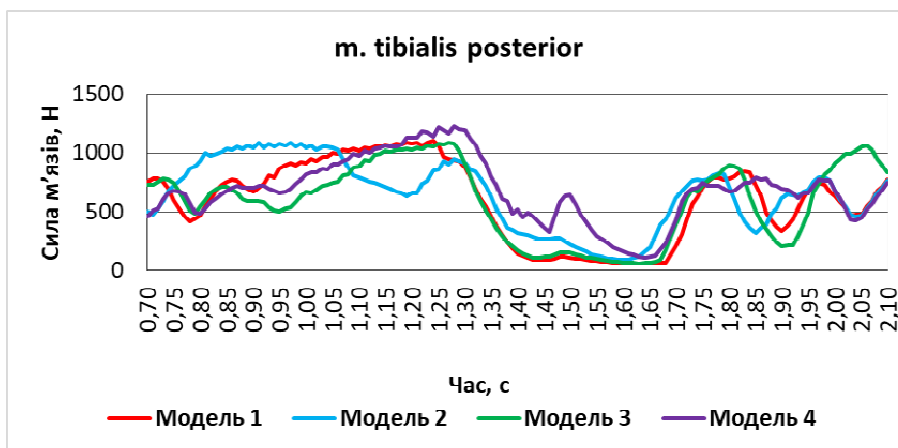
**Рис. 4.13.** Сила, яку розвивають м'язи *m. triceps surae* при наявності згинально-привідних контрактур.

Як відомо з функції *m. triceps surae*, основний масив роботи при ходьбі виконується при опорі на стопу, а саме при її перекаті. На графіку (див. рис. 4.13) це фаза з 0,80 с – початок опори на стопу, по 1,4 с – момент відриву пальців. Наявність привідної контрактури (модель 2) вказує на збільшення сили в середньому на 50 % у фазу переносу стопи. При появі згинальної контрактури відмічається такий же спад необхідної сили м'яза в цю фазу кроку. Для моделей 2 та 3 відмічається незначне зміщення моменту скорочення м'язу та збільшення активності у фазі переносу стопи. Для моделі 4 – відмічається період надмірного скорочення на 1,25 с з перевищенням сили на 10-15 % у фазі найбільшого згинання стопи при максимально відведеній назад кінцівці, причому відмічається доволі тривале (впродовж 0,15 с) скорочення, що становить майже 10 % тривалості кроку. В інші періоди кроку *m. triceps surae* в моделі 4 працює без особливостей.

*M. tibialis posterior* (задній великогомілковий м'яз) – головною його функцією є згинання гомілки та стопи. Аналіз роботи цього м'яза наведено на графіку (рис. 4.14).

За результатами моделювання, поряд з відсутністю періодів надмірного збудження, були виявлені особливості в роботі *m. tibialis posterior*. Величини максимальних і мінімальних навантажень в моделях близькі, але при наявності тільки привідної контрактури (модель 2) період початку скорочення

*m. tibialis posterior* наступає раніше і зміщений у порівнянні з нормою (модель 1), максимум його скорочення триває з 0,8 с по 1,05 с – всю опорну фазу кроку (з моменту торкання п'ятки до відриву пальців), тоді як в моделі 1 – пік припадає тільки на фазу максимального розгинання стегна та згинання стопи. При появі згинальних контрактур момент скорочення наступає пізніше приблизно на 0,1 с, але його тривалість менша, відповідно з 1,1 с по 1,27 с. Для моделі 3 величина сили *m. tibialis posterior* така ж, як і в нормі, але відмічається зсув початку скорочення та релаксації м'яза. Треба відмітити, що в моделі 4 в момент максимального розгинання стопи спостерігається збільшення скорочення *m. tibialis posterior* (1,50 с) – фаза переносу стопи. Спостерігається дисбаланс роботи м'яза в період утримання стопи над опорою (1,8 – 2,0 с).

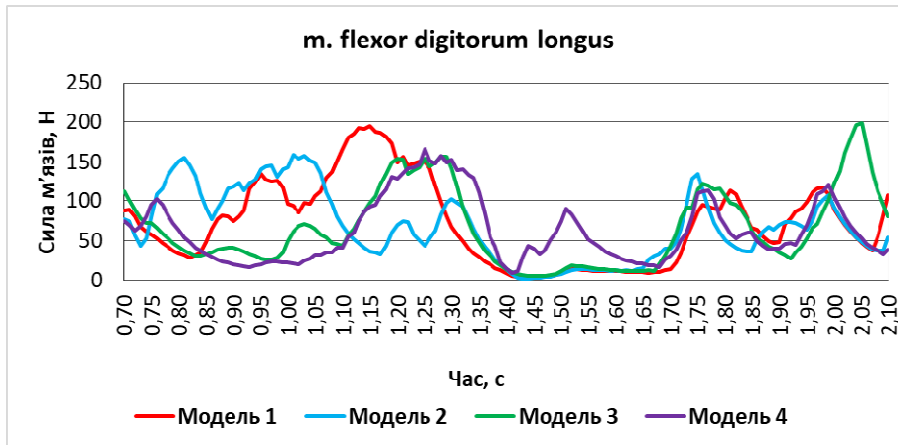


**Рис. 4.14.** Сила, яку розвиває *m. tibialis posterior* при наявності згинально-привідних контрактур.

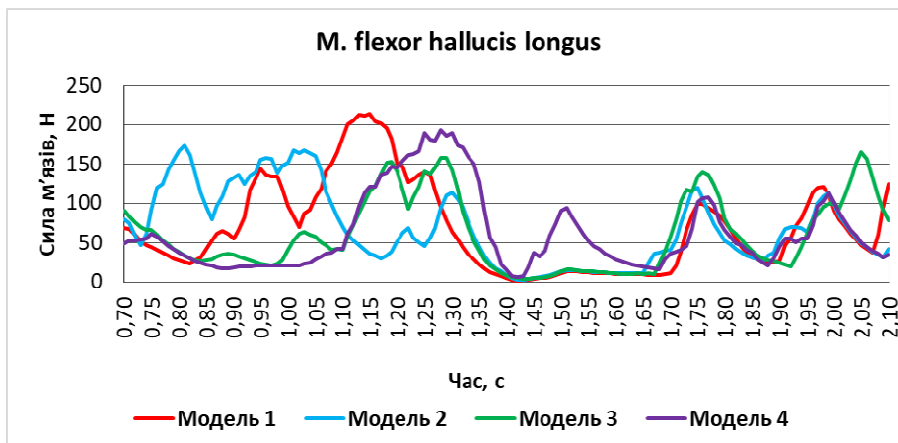
Цікавими виявилися результати моделювання роботи м'язів, відповідальних за згинання пальців стопи.

*M. flexor digitorum longus* (довгий згинач пальців) головна функція – це вплив на стопу в цілому, виконуючи при вільній стопі її згинання та супінацію. Разом з *m. triceps surae* приймає участь у постановці стопи на носок, при ходьбі притискає пальці до опори. Результат аналізу цього м'яза показано на рисунку 4.15, а. *M. flexor hallucis longus* (довгий згинач великого пальця), го-

ловна функція полягає у згинанні великого пальця стопи, а також разом з сухожилком довгого згинача пальців, діє на II, III і IV пальці. Робота цього м'яза наведена на рисунку 4.15, б.



а



б

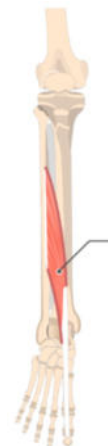
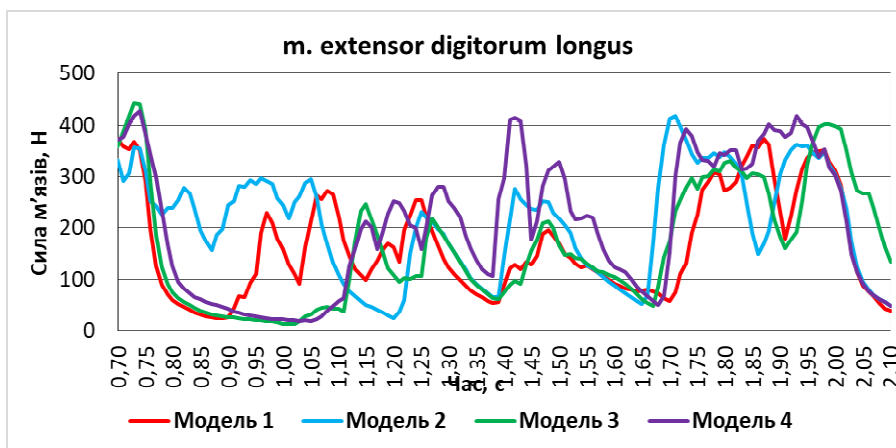
**Рис. 4.15.** Сила, яку розвивають згиначі пальців стопи при наявності згинально-привідних контрактур.

**Примітки:** а) *m. flexor digitorum longus*; б) *m. flexor hallucis longus*.

Як виявилось за результатами моделювання, будь яке порушення співвідношень у кульшовому суглобі веде до повного спотворення роботи м'язів, відповідальних за згинання пальців. Контрактури у кульшовому суглобі призводять до порушення роботи згиначів пальців стопи на всіх фазах ходьби. Якщо перенапруження м'язів практично не відбувається, а навпаки знижується в середньому на 20 %, спостерігається розбаланс часу їх скорочення та

релаксації. При наявності тільки привідної контрактури спостерігається більш раннє (на 0,5 с) їх скорочення (модель 2), а при розвитку згинальної контрактури – скорочення м'язів запізнюється. Відбувається зміна фаз скорочення м'язів, якщо при тільки привідній контрактурі (модель 2) спостерігається раннє і тривале скорочення практично у весь період опори на стопу (0,75 – 1,35 с), то при наявності згинальної контрактури у фазі повної опори на стопу (0,8 – 1,1 с) м'язи практично не напружені, а їх робота починається з 1,1 с, тобто тільки в момент початку одноопорної фази кроку.

Аналогічно ведуть себе розгиначі пальців – *m. extensor digitorum longus* (рис. 4.16) й *m. extensor hallucis longus* – м'язи гомілки передньої групи. Функція цих м'язів, крім розгинання пальців стопи, полягає у розгинанні стопи та нахилі гомілки при опорі на стопу.

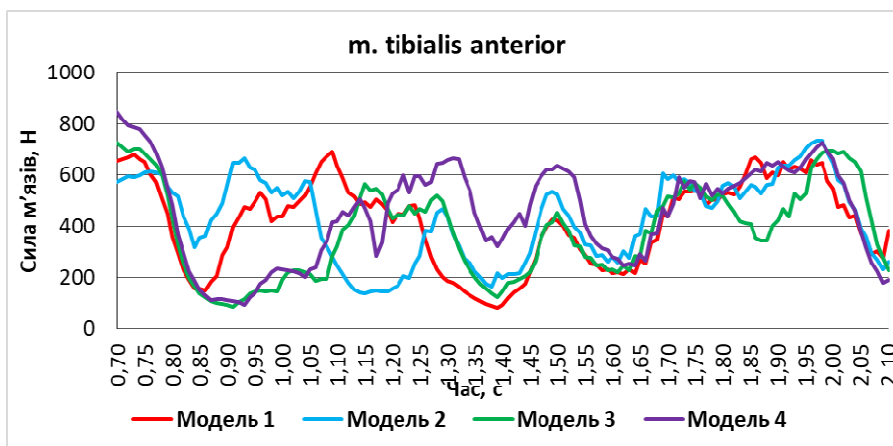


**Рис. 4.16.** Сила, яку розвивають розгиначі пальців стопи при наявності згинально-привідних контрактур (*m. extensor digitorum longus*).

Як показав аналіз результатів моделювання, при наявності та розвитку контрактур в кульшовому суглобі відбувається значне спотворення роботи м'язів передньої групи гомілки. Насамперед зміщується період початку та закінчення скорочення. Причому, при наявності тільки привідної контрактури (модель 2) скорочення м'язів відбувається раніше, триває довше та сила м'язів зростає в 5 – 6 разів, а при появі згинальної контрактури – пізніше, крім того на етапі торкання п'ятки та першої половини опори на стопу (0,80 –

1,10 с) м'яз практично виключається з роботи. Максимум навантаження припадає на опору на пальці стопи та їх відрив від опори (1,40 – 1,65 с) та момент максимального виносу стопи до переду, перед її опусканням на опору (1,70 – 2,00 с). Для моделі 4 розраховані зусилля м'язів максимальні, з перевищенням втричі. Аналогічна картина спостерігається і для м'яза *m. extensor hallucis longus*.

Останній м'яз з передньої групи м'язів стегна – *m. tibialis anterior* (передній великогомілковий м'яз). Його головна функція полягає у розгинанні стопи та нахилі гомілки при опорі на стопу. Результати моделювання роботи цього м'яза при наявності контрактур кульшового суглоба наведено на рисунку 4.17. Для *m. tibialis anterior* властивий максимум напруження у одноопірній фазі кроку (0,8 – 1,2 с).



**Рис. 4.17.** Сила, яку розвиває м'яз передньої групи гомілки (*m. tibialis anterior*) при наявності згинально-привідних контрактур.

При наявності привідної контрактури (модель 2) скорочення м'яза виникає у той же момент, як і в нормі (модель 1), хоча і зі збільшенням необхідної сили. При згинальній контрактурі (моделі 3 і 4), скорочення м'яза відбувається повільніше і триває упродовж всієї фази опори на стопу (0,9 – 1,34 с), її переносу (1,34 – 1,6 с) та в момент згинання стопи перед торканням п'ятки (1,75-1,85 с) із незначними за тривалістю періодами провисання стопи при переносі на 1,6 - 1,7 с кроку.



Такі зміни в роботі м'язів, відповідальних за роботу стопи та пальців пояснюються тим, що при згинальній контрактурі відбувається зміна кута повороту стопи назовні, та кута дії м'язів гомілки через зміну кутів співвідношення структур у колінному суглобі. Змінюється характер опірності стопи, і як наслідок, фази скорочення м'язів.

**Висновки.** За даними, отриманими при моделюванні привідних та згинально-привідних контрактур кульшового суглоба, можна констатувати той факт, що контрактура змінює роботу м'язів не тільки навколо кульшового суглоба, а й всієї нижньої кінцівки. Відмічено, що моделювання тільки привідної контрактури (модель 2) викликає помітні зміни довгого м'яза *m. add. longus* внутрішньої групи м'язів стегна, та м'яза *m. tensor fasciae latae* – стабілізатора стегна. З м'язів задньої групи стегна найбільш чутливі до зміни роботи *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* та *m. biceps femoris*. Вказані м'язи змінюють рівень навантаження та зміщують періоди скорочення і релаксації, у порівнянні з моделлю 1 (норма). Що було особливо помітним – це значне спотворення роботи всіх м'язів гомілки, що відповідають за згинання гомілки, стопи та пальців.

Моделювання комбінованої згинально-привідної контрактури (модель 3) показало, що порушення в роботі м'язів збільшуються, і до м'язів, в яких відбулися помітні зміни додався *m. sartorius* – м'яз передньої групи стегна. У м'язах гомілки порушення значно зросли у вигляді зміщення періодів скорочення та релаксації.

Збільшення важкості ступеня згинально-привідної контрактури з додатковим вкороченням кінцівки (модель 4) викликає суттєві зміни в роботі всіх досліджених м'язів. Розрахунки показали зростання необхідної для виконання кроку сили м'язів у декілька разів, особливо для м'язів задньої поверхні нижньої кінцівки. В роботі м'язів практично зникли періоди релаксації, тобто при ходьбі вони постійно знаходяться у напруженому стані. Крім того, до

м'язів нижньої кінцівки додалися м'язи внутрішньої групи тазу – *m. iliacus* та *m. psoas major* – відповідальних за нахил тулуба.

За результатами моделювання виявлено, що при змодельованій привідній (модель 2) та незначній згинально-привідній (модель 3) контрактурах відбуваються зміни у всіх м'язах нижньої кінцівки, зміщуються періоди їх скорочення та релаксації, але рівень напруження знаходиться близько до нормальних значень – не перевищуючи їх більше ніж на 30 %. Значна згинально-привідна контрактура (модель 4) призводить до спотворення параметрів м'язів у вигляді розвитку надмірних навантажень для здійснення кроку (до 100 – 300 %), що звичайно, не може відбуватися в реальних умовах. Нездатність м'язів розвивати необхідні зусилля призводить до зміни параметрів кроку у вигляді зменшення його довжини та тривалості періодів опори на стопу, зміни характеру переносу стопи, тощо. Логічно передбачити, що довгий період спотвореної роботи м'язів призведе до розвитку стійких змін у рисунку ходьби.

Результати досліджень, які представлені в даному розділі дисертації, відображені в статті у фаховому науковому журналі України, статті у закордонному фаховому виданні, що відноситься до міжнародної наукометричної бази Scopus та двох тезах конференцій:

Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Гоцул, О. В., & Карпінська, О. Д. (2019). Математичне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба. *Травма*, 20(4), 100-105. [47].

Тяжелов, А. А., Карпинская, Е. Д., Карпинский, М. Ю., & Браницкий, А. Ю. (2020). Влияние контрактур тазобедренного сустава на силу мышц бедра. *Georgian Medical News*, 9(306), 10-18. [34]

Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Тяжелов, О. А., & Карпінська, О. Д. (2019). Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах кульшового суглоба. Тези представлені в збірнику наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України, Івано-Франківськ (стор. 190). Івано-Франківськ: [б.в.]. [51].

Тяжелов, О. А., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2020). *Динамічне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах V науково-практичної конференції «Актуальні питання патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 79-81). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич». [36].

## РОЗДІЛ 5

### КЛІНІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Апаратні обстеження є запорукою стандартизації оцінки стану хворих, які мінімізують помилку лікаря, дають можливість отримати цифровий матеріал, за яким можна визначити функціональну спроможність пацієнта. Одним з таких досліджень є система GAITRite, призначення якої є оцінка параметрів ходьби людини.

Проведені дослідження стосуються аналізу часових, геометричних параметрів ходьби, а також оцінки функціональної спроможності хворих з дегенеративними захворюваннями кульшового суглоба до лікування та через 6 місяців після ендопротезування.

#### 5.1. Довжина кінцівок

При дослідженнях на пристрої GAITRite хворим вимірювали довжину кінцівок (табл. 5.1).

*Таблиця 5.1*

#### Довжина кінцівок хворих до та після ендопротезування кульшового суглобу.

Кінцівка	Довжина кінцівки, см		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
	До лікування	Через 6 міс.		
	M $\pm$ SD min÷max			
Хвора	85,5 $\pm$ 3,1 83,3÷88,1	87,8 $\pm$ 3,0 85,5÷90,4	r=0,945 p=0,005	-2,3 $\pm$ 1,0 t=-5,534 p=0,003

Продовження табл. 5.1

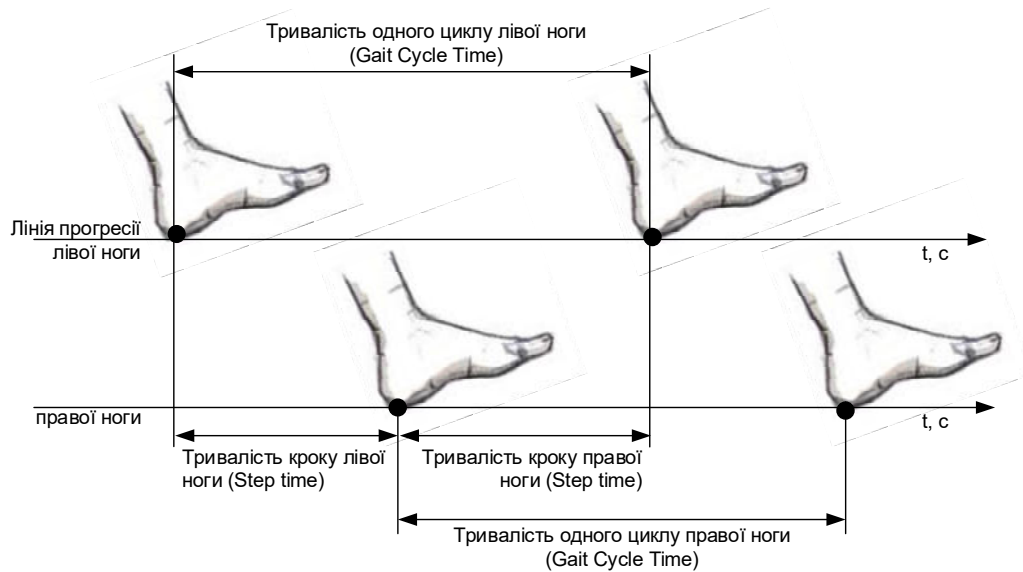
Здорова	88,0±3,2 85,5÷90,7	88,0±3,2 85,5÷90,7	
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	-2,5±1,0 t=-5,839 p=0,002	-0,2±0,4 t=-1,000 p=0,363	-

За даними статистичних досліджень, різниця у довжині кінцівок до ендопротезування в середньому становила (-2,5±1,0) см, тобто довжина хворої кінцівки (85,5±3,1) см була статистично значущо (t=-5,839; p=0,002) меншою, ніж довжина здорової (88,0±3,2) см. Різниця у довжині здорової кінцівки була у межах (0,2±0,4) см, та статистично не відрізнялась. Через 6 місяців після ендопротезування у хворих довжина кінцівки статистично значущо (t=-5,534; p=0,003) збільшилась в середньому на (2,3±1,0) см, тоді як довжина здорової кінцівки залишилася незмінною. При цьому відмічали вирівнювання довжини кінцівок, про що свідчить середня різниця у (0,2±0,4) см при відсутності значущої їх різниці (t=-1,000; p=0,363). Коефіцієнт парної кореляції довжини протезованої кінцівки (r=0,945; p=0,005) свідчить про позитивний вплив ендопротезування на збільшення довжини нижньої кінцівки.

## 5.2. Аналіз часових параметрів ходьби

До часових параметрів кроків відносять Step Time та Cait Cycle Time (в протоколі дослідження Cycle Time) (рис. 5.1).

*Step Time* (с). Час, який минув від першого контакту однієї ноги до першого контакту протилежної, дорівнює часу перекату стопи однієї кінцівки та одночасного переносу стопи протилежної кінцівки, тобто тривалість одноопорного періоду кроку.



**Рис. 5.1.** Діаграми часових параметрів ходьби. Формування кроку однієї ноги та одного циклу кроку ноги.

Статистичний аналіз виявив широку варіабельність параметру Step Time у хворих, причому як для хворої, так і для здорової кінцівок. Результати дослідження наведені в таблиці 5.2.

*Таблиця 5.2*

**Тривалість параметру Step Time у хворих до та після ендопротезування кульшового суглобу.**

Кінцівка	Step Time, c		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ min ÷ max			
Хвора	0,9±0,3 0,6÷1,4	0,6±0,1 0,5÷0,7	r=0,412 p=0,417	0,3±0,3 t=2,393 p=0,062
Здорова	0,6±0,2 0,1÷0,8	0,6±0,0 0,5÷0,6	r=0,402 p=0,430	-0,0±0,2 t=-0,266 p=0,801
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	0,3±0,5 t=1,520 p=0,189	0,0±0,1 t=0,916 p=0,402		

В середньому відмічали, що параметр Step Time для хворої кінцівки ( $0,9 \pm 0,3$ ) с у пацієнтів до ендопротезування був більшим, ніж для здорової кінцівки ( $0,6 \pm 0,2$ ) с, різниця статистично не значуща ( $p=0,189$ ). Через 6 міс після ендопротезування спостерігали вирівнювання тривалості опори на стопи в середньому до ( $0,6 \pm 0,1$ ) с, отже і статистичної різниці не відмічали ( $p=0,402$ ). Якщо порівнювати результати ендопротезування, то для протезованої кінцівки доведено зменшення тривалості опори на стопу в середньому на ( $0,3 \pm 0,3$ ) с, хоча різниця не досягла статистичної значущості ( $p=0,062$ ). Тривалість опори на стопу здорової кінцівки залишилася незмінною. Внаслідок значної варіабельності параметрів Step Time, вплив ендопротезування на зміну параметру статистично не значний ( $r=0,4$ ).

Аналіз параметру Step Time Differential, який розраховується за даними декількох кроків, та є усередненим показником різниці тривалості одноопорної фази кроку (табл. 5.3) показав, що після операції ендопротезування значно зменшилася різниця у тривалості опори.

Таблиця 5.3

**Різниця тривалості одноопорної фази кроків (Step Time Differential) здорової та протезованої кінцівок у хворих до та через 6 міс після ендопротезування кульшового суглобу.**

Параметр	Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.	
	$M \pm SD$ 95% CI		
Тривалість кроку однієї кінцівки Step Time Differential (с)	$0,33 \pm 0,50$ $0,05 \div 0,87$	$0,05 \pm 0,04$ $0,02 \div 0,09$	$0,27 \pm 0,49$ $t=1,345$ $p=0,236$

Якщо до лікування різниця одноопорної фази кроків складала в середньому ( $0,33 \pm 0,50$ ) с, то після операції вона становила лише ( $0,05 \pm 0,04$ ) с. Враховуючи те, що хворі пересувалися у вільному темпі, швидкість пересування сильно варіювала, що і обумовило відсутність статистичної різниці ( $p=0,236$ ).

*Cycle Time* (с) – це час між першими контактами двох послідовних кроків однієї ноги, тобто тривалість кроку, яка включає в себе одноопорну фазу кроку та переніс стопи. Проведений аналіз цього параметру (табл. 5.4) показав, що після ендопротезування у хворих значно зменшилась тривалість кроків, причому як протезованою, так і здоровою кінцівками.

Таблиця 5.4

**Тривалість кроків (*Cycle Time*) у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

Кінцівка	Cycle Time, с		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.		
	M±SD min÷max			
Хвора	1,39±0,17 1,29÷1,53	1,17±0,09 1,12÷1,25	r=0,526 p=0,284	0,22±0,14 t=3,747 p=0,013
Здорова	1,40±0,16 1,30÷1,53	1,18±0,08 1,12÷1,25	r=0,662 p=0,152	0,22±0,12 t=4,505 p=0,006
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	-0,01±0,02 t=-1,369 p=0,229	0,00±0,02 t=-0,500 p=0,638		

В процесі дослідження було визначено, що до лікування середня тривалість кроків у хворих була практично однаковою (p=0,229), симетричність збереглася і через 6 міс після ендопротезування. Але відмічалось значне (p<0,05) зменшення тривалості кроків, причому симетрично (на 0,22 с).

Аналіз різниці тривалості кроків протилежних кінцівок (*Step Time Differential*), розрахований як середнє значення за декількома кроками (табл. 5.5), показав відсутність зміни цього параметру (p=0,611) після ендопротезування кульшового суглобу, у порівнянні зі значеннями до лікування.



Таблиця 5.5

**Різниця тривалості одноопорної фази кроків (Step Time Differential) здорової та протезованої кінцівок у хворих до та через 6 міс після ендопротезування кульшового суглобу.**

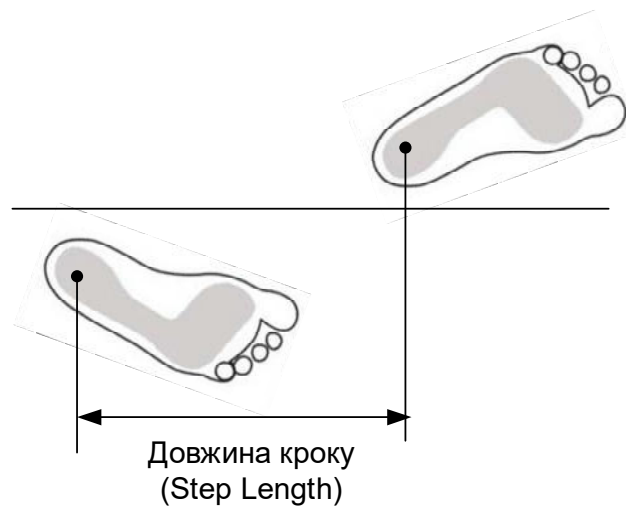
Параметр	Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.	
	$M \pm SD / \min \div \max$		
Step Time Differential, с	0,01±0,01 0,00÷0,02	0,02±0,01 0,01÷0,02	0,00±0,01 t=-,542; p=0,611

Розглянуті часові параметри кроку свідчать, що у хворих з тривалим перебігом коксартрозу спостерігається збільшення тривалості опори на стопу хворої кінцівки. Цей висновок зроблено на підставі того, що параметри Step Time та Cycle Time включають тривалість переносу стопи, яка, як виявилось, у хворих для обох кінцівок практично однакова, залишається тривалість одноопорної фази кроку, яка і може пояснити розбіжність параметру Step Time.

### 5.3. Аналіз геометричних параметрів ходьби

До геометричних параметрів ходьби хворих відносять: Step Length, Stride Length, H-H Base Support та параметр, який розраховує середню різницю довжини кроків Step Length Differential.

*Step Length (см)* – вимірюється по довжині доріжки, від центру п'ятки поточного сліду до центру п'ятки попереднього сліду на протилежній стопі (рис. 5.2). Тобто, це довжина кроку однієї ноги, і яка визначає спроможність переносу стопи. Довжина кроку може бути негативною величиною, якщо суб'єкт не зможе перенести центральну точку п'ятки за таку ж точку протилежної стопи. Результати аналізу цього параметру наведені в таблиці 5.6.



**Рис. 5.2.** Схема вимірювання довжини кроку.

*Таблиця 5.6*

**Довжина кроку (Step Length) у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

Кінцівка	Step Length, см		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ 95% CI			
Хвора	44,65±7,86 2,88÷38,75	48,61±4,39 1,73÷45,25	r=-0,547 p=0,261	-3,96±10,90 t=-0,889 p=0,415
Здорова	34,18±15,32 6,06÷20,71	49,74±5,96 2,32÷45,37	r=0,463 p=0,355	-15,57±13,62 t=-2,799 p=0,038
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	10,48±19,08 t=1,345 p=0,236	-1,14±2,74 t=-1,017 p=0,356		

Аналіз довжини кроків виявив, що довжина кроку хворою ногою (44,65±7,86) см в середньому більша, ніж довжина кроку здоровою (34,18±15,32) см. І хоча через значну варіабельність цього параметру у хворих не було визначено статистичної значущої різниці (p=0,236), треба відмітити, що максимальне значення довжини кроку здоровою кінцівкою (20,71

см), яке зафіксовано при аналізі даних, було помітно меншим, ніж аналогічне при аналізі довжини кроків хворою кінцівкою (38,75 см).

Аналіз даних через 6 міс після ендопротезування засвідчив вирівнювання довжини кроків до 48 – 49 см. Виявлено статистично значуще ( $p=0,003$ ) збільшення довжини кроку здоровою кінцівкою. Однак треба відмітити, що у деяких хворих помітно зменшилась довжина кроку як хворою, так і здоровою кінцівками.

Аналіз різниці у довжині кроків протилежних кінцівок (табл. 5.7) за даними декількох кроків, вказує на те, що до лікування різниця у  $(10,71 \pm 18,92)$  см статистично значущо ( $p=0,041$ ) зменшилася до  $(2,41 \pm 1,45)$  см.

Таблиця 5.7

**Різниця у довжині кроків (Step Length Differential) здорової та протезованої кінцівок у хворих до та через 6 міс після ендопротезування кульшового суглобу.**

Параметр	Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.	
	$M \pm SD / \min \div \max$		
Step Length Differential, см	$10,71 \pm 18,92$ $1,49 \div 30,55$	$2,41 \pm 1,45$ $0,96 \div 3,37$	$8,31 \pm 19,36$ $t=6,051$ $p=0,041$

По суті, за параметром Step Length можна оцінювати не тільки довжину кроку, а й опірність протилежної кінцівки, тобто, довжина кроку залежить від спроможності хворого підтримувати одноопорну фазу кроку протилежної кінцівки. Враховуючи те, що розміри стоп у людини однакові, в показник закладена, переважно довжина переносу стопи. Проведений кореляційний аналіз (табл. 5.8) підтверджує зазначені висновки.

Таким чином встановлено, що у хворих до лікування зі збільшенням опори на стопу хворої кінцівки зменшується довжина кроку здорової кінців-

ки ( $r=-0,986$ ;  $p=0,001$ ). Після ендопротезування аналогічне проявляється для протилежної кінцівки, що пояснюється хворобою іншого суглоба.

Таблиця 5.8

**Кореляційний зв'язок довжини та тривалості кроків хворих до та після лікування.**

Step time, с		До лікування		Через 6 міс	
		хвора кін- цівка	здорова кінцівка	хвора кін- цівка	здорова кінцівка
хвора кінцівка	R	0,378	-0,647	-0,536	-0,820
	P	0,460	0,165	0,273	0,043
здорова кінцівка	R	-0,986	0,814	-0,006	-0,070
	p	0,001	0,049	0,990	0,896

*Stride Length (см)* – відстань по лінії прогресії між точками доторкання п'яток двох послідовних слідів однієї стопи (рис. 5.3). Цей параметр включає в себе довжину стопи та довжину переносу стопи.

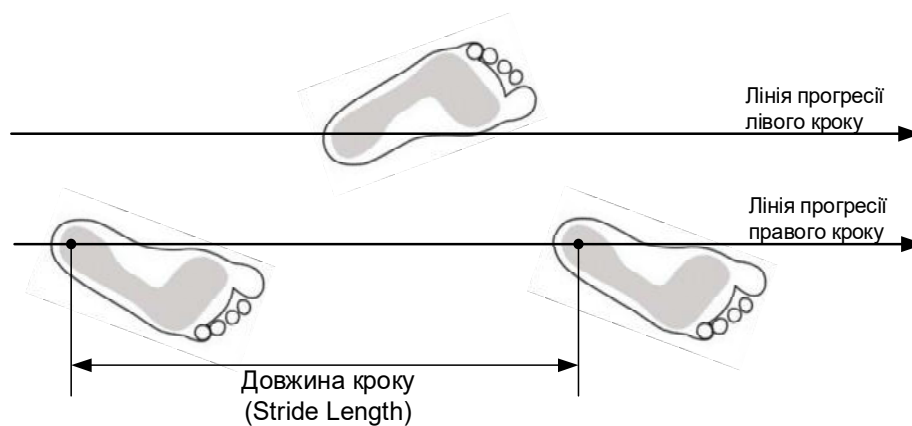


Рис. 5.3. Схема вимірювання довжини кроку.

Результати аналізу цього параметру наведені в таблиці 5.9.

Статистичний аналіз не виявив різниці у довжині кроків хворою та здоровою кінцівками до ( $p=0,566$ ) та після ендопротезування ( $p=0,404$ ), але через 6 місяців статистично значущо ( $p=0,028$ ) збільшилася довжина кроків обома ногами. Симетричність кроків обумовлена намаганням хворого зрівелювати

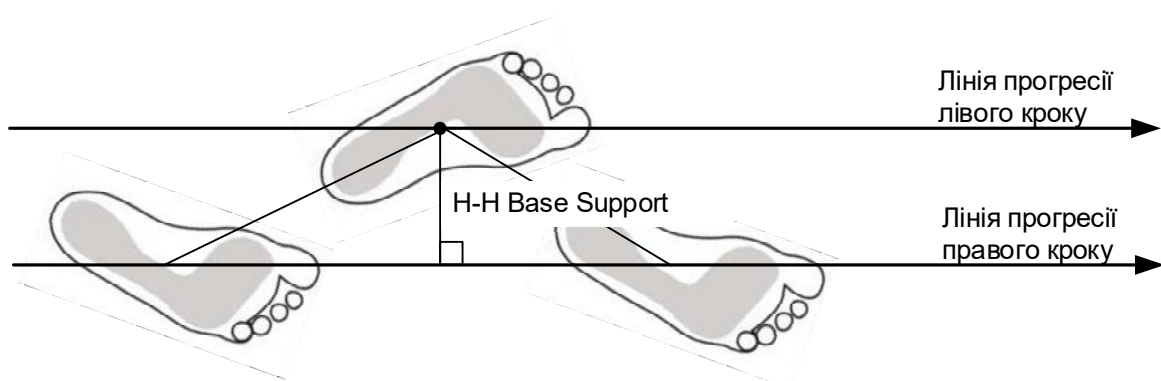
кульгавість через зменшення довжини кроків, оскільки біль у суглобі не дає можливість здійснити значний за довжиною крок.

Таблиця 5.9

**Довжина кроку (Stride Length) у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

Кінцівка	Stride Length, см		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ min ÷ max			
Хвора	79,04±15,29 65,68 ÷ 90,21	98,66±10,27 89,34 ÷ 106,28	r=0,290 p=0,577	-19,62±15,75 t=-3,051 p=0,028
Здорова	79,44±14,57 66,37 ÷ 90,36	98,47±9,89 89,42 ÷ 105,71	r=0,274 p=0,600	-19,04±15,21 t=-3,066 p=0,028
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD}$ / t, p	-0,34±1,58 t=-0,615 p=0,566	0,18±0,49 t=0,911 p=0,404		

*H-H Base of Support or Base Width* (Н-Н База опори або Ширина опори) – відстань від центру сліду до лінії прогресування, оцінює величину відхилення стопи у бік (рис. 5.4).



**Рис. 5.4.** Схема вимірювання довжини довгого кроку та ширини опори

Результати статистичного аналізу наведені в табл. 5.10.

Таблиця 5.10

**Значення параметру Н-Н Base Support у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

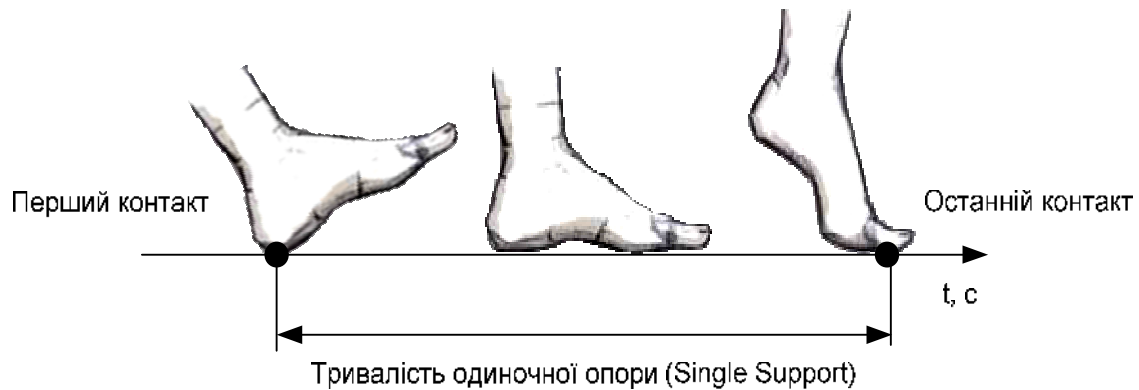
Кінцівка	Н-Н Base Support, см		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ min÷max			
Хвора	11,41±4,15 8,39÷14,12	9,63±3,76 7,17÷12,44	r=0,710 p=0,114	1,79±3,03 t=1,442 p=0,209
Здорова	11,58±3,91 8,67÷14,19	9,53±3,86 6,97÷12,59	r=0,634 p=0,176	2,05±3,33 t=1,510 p=0,192
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	-0,16±0,39 t=-1,023 p=0,353	0,10±0,52 t=0,489 p=0,645		

Статистичний аналіз цього параметру показав, що у хворих відмічається однакова ширина опори для обох кінцівок, тобто практично її симетричність, причому і до лікування (p=0,353), і через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглобу (p=0,645). Однак, після ендопротезування відмічається помітне зменшення ширини опори в середньому на 2 см (p>0,05).

До відносних показників відносять тривалість одиночної опори (Single Support), подвійної опори (Double Support), а також тривалість опори на стопу (Stance).

*Single Support (c)* – час, між останнім контактом активної стопи до першого контакту стопи цієї ж ноги, тобто час між моментом відриву пальців до контакту п'ятки стопи однієї ноги (рис. 5.5). Він вимірюється в секундах, виражається у відсотках від часу циклу кроку тієї ж стопи і визначає долю часу опори протилежної стопи.

Нижче наведені результати проведених статистичних досліджень (табл. 5.11).



**Рис. 5.5.** Схема вимірювання тривалості опори на одну стопу (Single Support).

Таблиця 5.11

**Значення параметру Single Support (%) у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

Кінцівка	Single Support (%)		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ min÷max			
Хвора	25,92±13,48 14,43÷33,57	36,50±4,26 32,66÷39,18	r=0,579 p=0,229	-10,58±11,55 t=-2,245 p=0,075
Здорова	40,75±7,54 35,35÷45,08	39,45±2,60 37,48÷41,56	r=0,423 p=0,404	1,30±6,86 t=0,464 p=0,662
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD}$ / t, p	-14,83±14,42 t=-2,519 p=0,053	-2,95±5,78 t=-1,251 p=0,266		

За результатами статистичного аналізу було виявлено, що у хворих до лікування час переносу хворої стопи становить в середньому (25,92±13,48) % від тривалості повного кроку цієї кінцівки, тобто майже 75 % часу кроку припадає на опору на хвору кінцівку. Час переносу здорової стопи становить в середньому (40,75±7,54) % від тривалості кроку цією кінцівкою, тобто на опору припадає біля 60 %.

Для хворої кінцівки було визначено великий розкид значень – від 14 % до 35,5 %, у той же час діапазон значень для здорової кінцівки значно менший – від 35,4 % до 45,0 %, середня різниця становила  $(14,83 \pm 14,42)$  %. Враховуючи значний діапазон даних, значущої різниці параметру Single Support між протилежними кінцівками не визначено. Через 6 міс після ендопротезування у хворих відмічалось значне збільшення тривалості переносу стопи хворої кінцівки до  $(36,5 \pm 4,26)$  %. Для здорової кінцівки цей параметр практично не змінився  $(39,45 \pm 2,60)$  %, і відбувалося поступове вирівнювання параметрів кроків.

*Double Support (%)* – подвійна підтримка, період, коли обидві ноги знаходяться на підлозі. Початок подвійної опори відмічається від контакту п'ятки однієї стопи до кінця відриву пальців стопи другої ноги й виражається у відсотках від часу циклу ходи для тієї стопи. Результати досліджень наведені в таблиці 5.12.

Таблиця 5.12

**Значення параметру Double Support (%) у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

Кінцівка	Double Support (%)		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ min÷max			
Хвора	$33,33 \pm 15,53$ 23,45÷46,65	$24,10 \pm 4,46$ 21,46÷27,30	r=0,697 p=0,124	$9,23 \pm 12,83$ t=1,763 p=0,138
Здорова	$33,78 \pm 17,23$ 23,11÷48,71	$24,50 \pm 4,23$ 21,69÷27,45	r=0,581 p=0,226	$9,28 \pm 15,16$ t=1,500 p=0,194
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD}$ / t, p	$-0,45 \pm 2,55$ t=-0,432 p=0,684	$-0,40 \pm 0,76$ t=-1,296 p=0,252		



Результати статистичного аналізу показали, що тривалість подвійної опори у хворих до операції була однаковою для обох кінцівок в середньому біля 33 %, але відмічався великий діапазон значень від 23 до 49 %. Через 6 міс після ендопротезування відмічалось значне зменшення тривалості подвійної опори в середньому до 24 %, з одночасним зменшення інтервалу значень у межах від 20 до 28 %. Всі зміни не набули статистично значущого рівня.

*Stance (%)* – фаза позиції, чи фаза стопи – це частина циклу кроку яка визначається від моменту контакту п'ятки до моменту відриву пальців однієї стопи. Тобто, це час перекату стопи. Показник визначається у відсотка до часу циклу кроку. Параметр *Stance* є доволі показовим за здатність визначати опороспроможність стоп. Зменшення тривалості опори на стопу може свідчити про наявність дискомфорту чи болю. Результати статистичного аналізу наведено в таблиці 5.13.

Таблиця 5.13

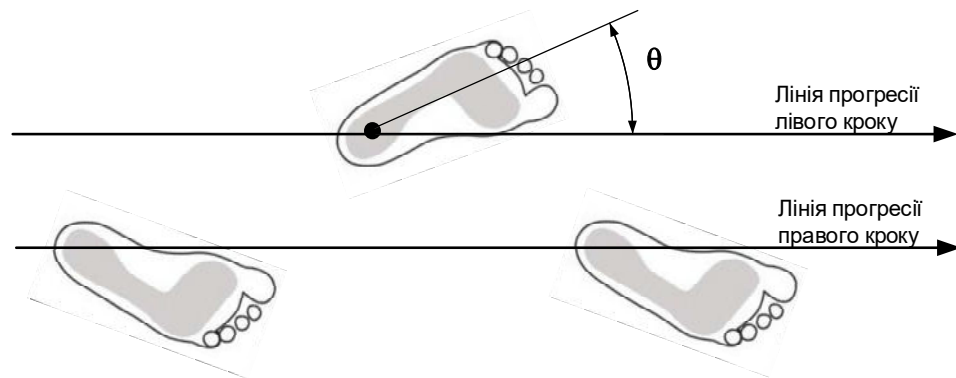
**Значення параметру *Stance (%)* у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

Кінцівка	Stance (%)		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ min ÷ max			
Хвора	59,02±7,76 52,39÷65,04	60,47±2,49 58,50÷62,21	r=0,499 p=0,313	-1,45±6,86 t=-0,518 p=0,627
Здорова	74,20±13,45 65,19÷86,76	63,60±4,33 59,38÷66,92	r=0,642 p=0,169	10,60±11,18 t=2,323 p=0,068
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD}$ / t, p	-15,18±14,74 t=-2,523 p=0,043	-3,13±5,83 t=-1,317 p=0,245		

До лікування доля часу, яка припадає на опору стопи хворої кінцівки становить  $(59,02 \pm 7,76) \%$ , на стопу здорової  $(74,20 \pm 13,45) \%$ , тобто хворі намагаються зменшити час опори на стопу, і середня різниця сягає  $(15,18 \pm 14,74) \%$ , й є статистично значущою ( $p=0,043$ ).

Через 6 місяців після ендопротезування у хворих спостерігається вирівнювання долі опори на стопи, але частка опори на стопу протезованої кінцівки залишається у тих самих межах –  $(60,47 \pm 2,49) \%$ , проте зменшується на  $(10,60 \pm 11,18) \%$  опора на стопу протилежної –  $(63,60 \pm 4,33) \%$ , і різниця становить в середньому  $(3,13 \pm 5,83) \%$ . Зміни статистично не значущі.

*Toe In/Out (град.)* – кут розвороту стопи, вимірюється в градусах (рис. 5.6). В нормі природній кут розвороту стопи становить  $5-7^\circ$  [85]. При розвитку патології суглобів нижньої кінцівки одним з адаптаційних механізмів зменшення болю, є розворот кінцівки назовні чи, навпаки всередину. Це залежить від локалізації осередку болю.



**Рис. 5.6.** Схема вимірювання кута розвороту стопи (Тое).

Порушення рівноваги, яке розвивається внаслідок захворювання вимагає змінювати природній розворот стопи протилежної кінцівки (табл. 5.14).

За даними статистичного аналізу було визначено, що у хворих до лікування кут розвороту стопи хворої кінцівки назовні становив в середньому  $(13,33 \pm 6,86)^\circ$ , що значно більше нормального кута. У деяких хворих відмічали збільшення кута розвороту стопи і здорової кінцівки.

Таблиця 5.14

**Значення параметру Toe In/Out (град) у хворих до лікування та через 6 місяців після ендопротезування кульшового суглоба.**

Кінцівка	Toe In/Out,град		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 6 міс.		
	$M \pm SD$ min÷max			
Хвора	13,33±6,86 7,97÷18,48	6,83±4,96 3,86÷11,00	r=0,631 p=0,179	6,50±5,36 t=2,972 p=0,031
Здорова	7,50±8,64 0,95÷13,53	5,50±3,62 3,19÷8,55	r=0,790 p=0,062	2,00±6,20 t=0,791 p=0,465
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	5,83±13,18 t=1,084 p=0,328	1,33±6,71 t=0,487 p=0,647		

Через 6 місяців після ендопротезування кут розвороту стопи протезованої кінцівки практично нормалізувався до  $(6,83 \pm 4,96)^\circ$ , зміни були статистично значущі ( $p=0,031$ ). Розворот стопи здорової ноги також зменшився, хоча і в незначних межах ( $p=0,465$ ).

Розглянемо швидкісні параметри ходьби хворих, до яких відносять абсолютну швидкість переміщення (Velocity) та середню нормалізовану швидкість (Mean Normalized Velocity) ходьби.

*Velocity (см/с)* – визначається діленням пройденої відстані на час, витрачений на ходьбу.

*Mean Normalized Velocity* – розраховується як ділення швидкості на середню довжину ноги і виражається в «довжина ноги в секунду» (LL/s). Цей параметр більш показовий, так як довжина ніг впливає на швидкість пересування. Результати аналізу швидкісних параметрів наведені в таблиці 5.15.

Таблиця 5.15

**Швидкісні параметри ходьби хворих до та після ендопротезування.**

Параметр		Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
		До лікування	Через 6 місяців	
Velocity (см/с)	M±SD	57,73±15,47	84,00±12,59	-26,27±14,58 t=-4,412; p=0,007
	min÷max	44,69÷67,80	73,03÷91,85	
Mean Normalized Velocity (LL/s)	M±SD	0,54±0,27	0,80±0,36	-0,26±0,21 t=-3,084; p=0,027
	min÷max	0,36÷0,76	0,51÷0,99	

За даними аналізу показано, що після операції ендопротезування у пацієнтів значно ( $p=0,007$ ) збільшилася швидкість пересування з  $(57,3 \pm 15,47)$  см/с до  $(84,00 \pm 12,59)$  см/с.

Як відмічали вище, довжина ніг хворих після операції ендопротезування практично була однаковою, що також покращило показник середньої нормалізованої швидкості з  $(0,54 \pm 0,27)$  LL/с до  $(0,8 \pm 0,36)$  LL/с ( $p=0,027$ ).

#### 5.4. Аналіз функціональної спроможності ходьби (FAP)

Одним з важливих показників для оцінки функціональності ходьби є *Functional Ambulation Performance (FAP) score* – оцінка функціональної амбулаторної спроможності, тобто оцінка функції ходьби, є комплексною оцінкою, яка розраховується за аналізом багатьох параметрів ходьби (див. розділ 2). Результати аналізу наведені в таблиці 5.16.

Нагадаємо, що значення інтегрального показнику (FAP) оцінюється як добрий при 85-95 %, задовільний – 70-84 % та незадовільний – нижче 69 %. Знижує оцінку FAP наявність додаткових засобів опори.

Отже, до лікування відмічали переважно незадовільний стан функції ходьби –  $(61,83 \pm 16,41)$  %, тільки у деяких хворих функція була оцінена, як

задовільна (від 70 % до 76 %). Після операції ендопротезування середній бал FAP був добрий –  $(88,67 \pm 6,38)$  %.

Таблиця 5.16

**Результати аналізу показника FAP Score (%) у хворих до та після ендопротезування кульшового суглобу.**

Параметр		Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
		До лікування	Через 6 місяців	
FAP Score, %	$M \pm SD$	61,83 $\pm$ 16,41	88,67 $\pm$ 6,38	-26,83 $\pm$ 18,03
	min $\div$ max	49,68 $\div$ 76,41	82,36 $\div$ 92,82	t=-3,646; p=0,015

Загальна оцінка зміни функції ходьби показує покращення в середньому на  $(26,83 \pm 18,03)$  %, що є статистично значущою ( $p=0,015$ ) зміною.

Результати досліджень, які представлені в даному розділі дисертації, відображені в статті у фаховому науковому журналі України та тезах конференції:

Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Московко, Г. С., & Карпінська, О. Д. (2020). Маркери порушення параметрів ходьби хворих після ендопротезування кульшового суглоба як наслідок тривалого перебігу остеоартрозу (за даними системи GAITRite). *Травма*, 21(1), 76-84. [48]

Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). *Біомеханічні особливості ходьби хворих на коксартроз з контрактурами кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах науково-практичної конференції з міжнародною участю «Актуальні питання лікування ортопедичної патології та наслідків травм опорно-рухової системи» – IV Український симпозіум з біомеханіки опорно-рухової системи, Дніпро (стор. 12-13). Дніпро: ГО «АРМЕД». [46]

## РОЗДІЛ 6

### КОМПЛЕКСНА ТЕХНОЛОГІЯ ВІДНОВЛЕННЯ СИМЕТРИЧНОСТІ ХОДЬБИ ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ

Широке впровадження ендопротезування кульшового суглоба дозволяє не тільки позбавити хворого від больового синдрому та відновити функціональну активність, але й значно підвищити якість життя у більшості пацієнтів з патологією кульшових суглобів. Сформовані до операції патологічні рухові стереотипи, визначають особливості ходьби та роботи м'язів протягом тривалого часу після операції. Тому, проведення адекватної післяопераційної реабілітації потребують всі хворі з довгостроковим патологічним процесом в області кульшового суглоба. Це пояснює той факт, що продуктивність м'язів і хода пацієнтів після заміни залишаються порушеними протягом 12-18 місяців [112, 115, 120].

Рухові порушення, що визначають стратегії пересування пацієнта після операції, пояснюються, по-перше, змінами в функції м'язів – стабілізаторів, по-друге, змінами інерційних характеристик кінцівки, по-третє, стійкими стереотипами або стратегіями рухів (патологічними руховими патернами) сформованими під час тривалого патологічного процесу.

Формування патологічних рухових стереотипів, що визначають стратегії пересування пацієнта, відбувається для компенсації недостатньої стійкості, виконання тривалої рухової активності та забезпечення енергетичної недостатності патологічної ходьби.

Виділяють наступні клінічні прояви компенсації:

- уповільнення швидкості та ритмічності пересування;
- скорочення довжини кроку оперованою кінцівкою та "пристосування" рухів здоровою кінцівкою до рухів хворої кінцівки;
- еквівалентне посилення роботи м'язів неоперованої кінцівки.

На усунення цих проявів та створення нових стратегій руху пацієнта повинні бути спрямовані зусилля лікаря-реабілітолога.

Метою реабілітації пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба є максимально швидке відновлення функції оперованого суглоба, покращення пересування, самообслуговування та підвищення соціальної активності, отже головне – це покращення якості життя пацієнта.

Післяопераційна реабілітація повинна розпочинатись у найближчому періоді після операції (12-48 годин), бути комплексною, але, разом з цим, мати індивідуальний характер.

Ранній післяопераційний період реабілітації (1-2 тижня після операції) орієнтований на профілактику ускладнень з боку серцево-судинної та дихальної систем, а також, на забезпечення умов для загоєння післяопераційної рани та руйнування, сформованих в процесі тривалого існування до оперативного лікування захворювання, патологічних рухових патернів, які обумовлюють стратегії пересування пацієнта.

Важливим фактором профілактики ускладнень з боку серцево-судинної та дихальної систем є дихальна гімнастика. Дихальним вправам та різним типам дихання, хворих слід навчити ще до операції. В післяопераційному періоді ці вправи також активно використовуються.

Дихальна гімнастика.

1. Стимуляція черевного дихання.

Вихідна позиція (В.П.) – лежачи або стоячи (ноги на ширині плеч). Вдих носом, максимально змістити до низу діафрагму і надувати живіт. Видих носом, максимально втягуючи живіт та підтягуючи доверху діафрагму. Кількість повторів 8-10 разів.

2. Стимуляція грудного дихання.

В.П. – теж саме. Вдих носом, плечі максимально піднімаються доверху, грудна клітина розправляється, здійснюючи повний вдих. Видих, плечі опускаються, грудна клітина спадає, живіт втягнутий. Кількість повторів 8-10 разів.

Паралельно з дихальною гімнастикою пацієнти виконують активні рухи в суглобах неоперованої кінцівки та ізометричну гімнастику для м'язів оперованої кінцівки (сідничних, чотирьохголового, двохголового м'яза стегна, м'язів гомілки).

З першого дня за участю методиста лікувальної фізичної культури (ЛФК) одночасно з дихальною гімнастикою проводили пасивні рухи для суглобів оперованої кінцівки та активні – для неоперованої. З першого дня починали пасивну гімнастику для оперованого кульшового суглоба на функціональній шині з поступовим збільшенням кута згинання. На другу добу пацієнтам дозволяли сідати в ліжку зі згинанням оперованої кінцівки в кульшовому суглобі до прямого кута, та займатися лікувальною гімнастикою.

Крім того пацієнти виконували вправи з контролю поперекового лордозу:

В.П. – лежачі на спині. Ноги зігнути в колінах, руки вздовж тулубу. На вдиху грудна клітина максимально розправляється, поперековий відділ хребта вигинається, збільшуючи поперековий лордоз. На видиху грудна клітина спадає, живіт втягується, м'язи поперекового відділу хребта розслаблюються, повертаючись у В.П. Кількість повторів 8-10 разів.

Стимуляцію м'язів, які відводять та приводять стегно, здійснювали за допомогою вправи "Хула-хула":

В.П. – ноги прямі, стопа в положенні згинання, виконуємо одночасне витягування дорзально (як би подовжуючи її) оперовану кінцівку, та підтягування краніально (як би вкорочуючи її) неоперовану кінцівку. Повернення у В.П. Потім змінюємо напрямки рухів. Кількість повторів 4-10 вправ 5-6 разів на день.

Після того, як пацієнту дозволяють перевертатися на живіт через здорову ногу, ці вправи виконують 3-10 рази на день. При цьому між ногами хворого слід розташовувати ортопедичну подушку.

В положенні "лежачи на животі" хворому було рекомендовано виконувати 10-15 активних згинально-розгинальних рухів в колінних суглобах – 5-6



разів на добу, а також, 5-10 активних розгинальних рухів в кульшовому суглобі оперованої кінцівки по 3-5 разів на добу.

Після вертикалізації пацієнтів вправи з контролю поперекового лордозу виконуються в положенні стоячі. Вправи виконуються при двобічній опорі хворого на ходунки або високі милиці.

В.П. – стоячи, ноги на ширині пліч, руки вздовж тулубу. На вдиху грудна клітина максимально розправляється, поперековий відділ хребта вигинається, збільшуючи лордоз. На видиху живіт втягується, м'язи поперекового відділу хребта розслаблюються, повертаючись в В.П. Кількість повторень 8-10 разів.

При навчанні пацієнта правильним прийомам пересування нами відмічено декілька типових стійких порушень ходьби або патологічних рухових патернів. Так, практично у всіх пацієнтів після операції відмічається порушення симетричності ходи, що проявляється різною довжиною кроку оперованої та неоперованої нижніми кінцівок. Виведення оперованої ноги допереду, як правило, більш тривале, тоді як неоперованою ногою, пацієнт виконує коротший крок. Це пояснюється обмеженням розгинання в прооперованому кульшовому суглобі.

Іншим типовим стійким патологічним руховим порушенням є зміна часових характеристик опорної фази кроку, яке проявляється в тому, що скорочується час опори на стопу і відносно збільшується час заднього поштовху, що відбувається не тільки при аналізі подокінезіограми, але й візуально у вигляді згинання прооперованої кінцівки в колінному суглобі під час опорної фази кроку. Це пояснюється більш раннім та більш швидким відривом п'яти в заключній фазі опори. Причина такого порушення ходи, також, пояснюється обмеженням розгинання кінцівки в оперованому кульшовому суглобі.

Ще одним типовим патологічним руховим стереотипом є нахил тулубу пацієнта допереду при опорі на прооперовану кінцівку. При цьому тулуб хворого знаходиться попереду милиць, що посилює асиметрію ходи і ускладнює формування правильного стереотипу рухів.

В ранньому відновлювальному періоді, який триває з другого по шостий тиждень з моменту операції активно використовуємо вправи, які сприяють руйнуванню сформованих патологічних рухових патернів, що визначають стратегії пересування пацієнта. З цією метою використовуємо методику стимуляції симетричних рухів та положень сегментів тіла.

Для цього на рівні нижнього краю реберних дуг (під грудиною), на крилах тазу та в області надплічч симетрично закріплюємо контрастні маркери. В якості маркерів зручно використовувати стрічки, які фіксують в зазначених місцях так, щоб вони були паралельні одна одній та розташовувались горизонтально.

В.П. – стоячи перед дзеркалом в зручній позі, ноги разом, руки вздовж тулубу. При цьому стрічки розташовані паралельно одна одній.

Перенести масу тіла на неоперовану кінцівку, прооперовану кінцівку максимально (але не більш ніж на  $90^\circ$ ) зігнути в колінному та кульшовому суглобах, контролюючи горизонтальне положення маркерів та утримуючи це положення 2-3 с, уникаючи внутрішньої ротації та приведення. Вправу допускається виконувати з опорою на ходунки або високі милиці.

Прийняти В.П. Потім перенести масу тіла на прооперовану кінцівку. Протилежну кінцівку зігнути в колінному та кульшовому суглобах на той самий кут, контролюючи горизонтальне положення маркерів та утримуючи це положення 2-3 с. Повторити цикл. Кількість повторів 40-50 циклів.

При переміщенні ваги тіла з однієї ноги на іншу проводиться укріплення відвідних м'язів, та розтягнення м'язів, що приводять стегно в положенні стоячи. Ноги треба розташувати на ширині пліч з двобічною опорою на ходунки або високі милиці.

Під час виконання операції ендопротезування хірурги видаляють голівку стегна, капсулу суглоба і зв'язки, чим порушують роботу пропріорецепторного апарату кульшового суглоба, тому для оцінки якості роботи пропріорецепторного апарату кульшового суглоба ми застосовували розроблену нами методику оцінки та тренування м'язово-суглобового відчуття.

Якість роботи пропріорецепторного апарату кульшового суглобу перевіряли таким чином. Пацієнт лежить на кушетці, на спині з закритими очами. Лікар надає кінцівці пацієнта пасивне згинання в кульшовому суглобі на 10-15 с, просить пацієнта запам'ятати це положення, і випрямляє ногу пацієнта. Після чого пацієнта просять активно повторити це положення кінцівки і, згідно різниці величини кута згинання в кульшовому суглобі оцінюють порушення м'язово-суглобового відчуття (кінестезії). Фіксуємо положення кінцівки, фотографуючи її через прозорий екран з нанесеною на нього координатною сіткою. Положення кінцівки та кут згинання в кульшовому суглобі оцінюємо, орієнтуючись на попередньо нанесений на стегно пацієнта маркер (лінію осі сегмента). Пацієнт виконує 3-4 спроби. Після чого оцінюють середню похибку виконання вправи, і за нею оцінюють якість роботи пропріорецепторного апарату.

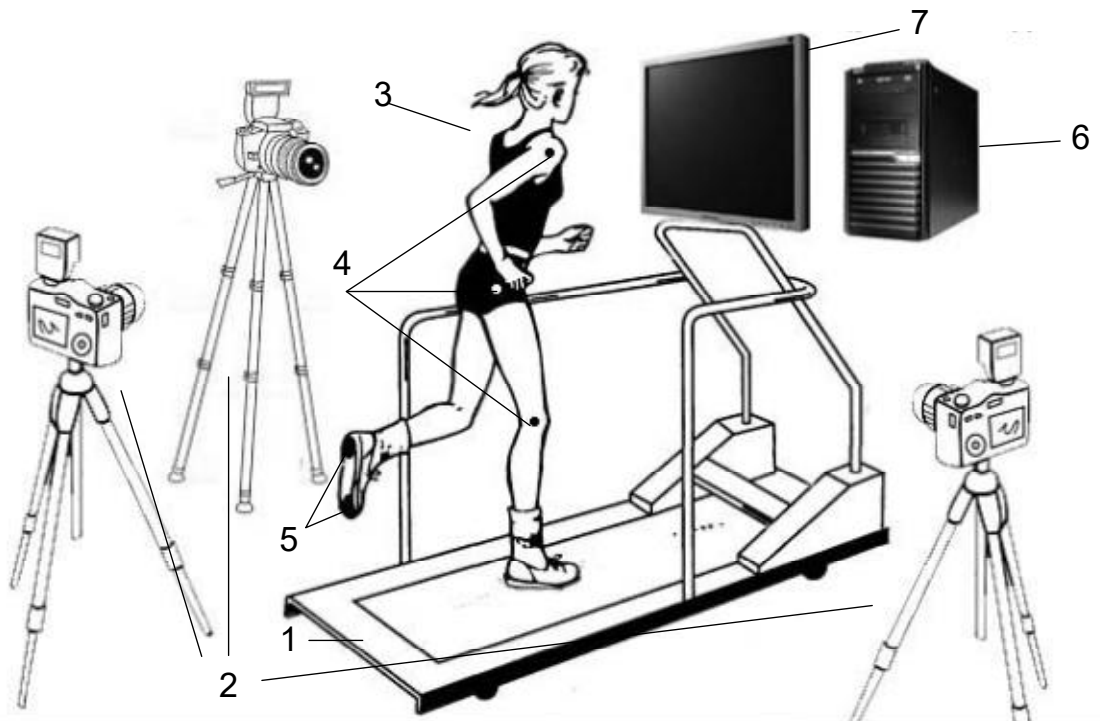
Для тренування м'язово-суглобового відчуття рекомендуємо пацієнту виконувати дану вправу 5-6 разів протягом дня.

Одним із важливих показників функціонального стану опорно-рухової системи (ОРС) є симетричність ходи людини. Такі характеристики, як величина кроку, час опори на підошовну поверхню кінцівок, швидкість руху, кут постанови стопи на опорну поверхню, кути згинання суглобів та ін. у здорових людей є приблизно однаковими для кожної кінцівки. Тривалий перебіг захворювання ОРС призводить до радикальних змін параметрів ходьби, які є пристосувальною реакцією на біль, обмеження рухів в суглобах та ін.

Нами розроблено спосіб відновлення симетричності ходи людини (патент на корисну модель № 126691 UA) [43], який дозволяє відновлювати ходу пацієнтів після ендопротезування. На рис. 6.1 наведена схема розробленого нами способу.

В основі запропонованого способу поєднано методики подографії та гоніометрії [26]. Відновлення симетричності ходи здійснюється на пристрої, що містить рухому доріжку (тредбан), 3 відеокамери, одна із яких фіксує рухи пацієнта у фронтальній площині при ходьбі, а дві інші – кути згину куль-

шового, або колінного, або надп'ятково-великогомілкового суглобів здорової та прооперованої кінцівок у сагітальній площині. Контроль кутів згину суглобів здійснюють за допомогою маркерів, які встановлюють на відповідні суглоби пацієнта. На підшвах взуття пацієнта закріплюються контактні датчики, що контролюють час опори кінцівки на опорну поверхню. Датчики поєднані з комп'ютером через бездротову систему зв'язку. Візуальний контроль за показниками симетричності ходи пацієнт може здійснювати на відеомоніторі.



**Рис. 6.1.** Схема пристрою для відновлення симетричності ходи.

**Примітки:** 1 – тредбан; 2 – відеокамери; 3 – пацієнт; 4 – маркери; 5 – контактні датчики; 6 – комп'ютер; 7 – монітор.

В процесі реабілітації пацієнт рухається на доріжці тредбана із заданою швидкістю. На моніторі надається графічне зображення часу опори кожної з кінцівок, на основі чого розраховували коефіцієнт ритмічності ходи, як відношення часу опори хворої і здорової кінцівок:

$$K_{\text{ритм}} = T_{\text{пр}} / T_{\text{л}},$$

де  $K_{\text{ритм}}$  – коефіцієнт ритмичності ходи;  $T_{\text{пр}}$  – час опори на праву нижню кінцівку;  $T_{\text{л}}$  – час опори на ліву нижню кінцівку.

Під час сеансу ходьби пацієнту потрібно дотримуватись рівняння часу опори здорової і прооперованої кінцівок, що прослідковується на відеомоніторі. Також, потрібно слідкувати за співвідношеннями кутів згину суглобів, зображення яких також виводиться на монітор, і дотримуватись рівняння кутів згину суглобів обох кінцівок. Вправи виконують у продовж 20-30 хв. кожного сеансу відновлення ходи, під час яких пацієнт намагається довести симетричність ходи до контрольних показників.

З метою адаптації пацієнта до роботи на рухомій доріжці, відновлення симетричності ходи починають з малою швидкістю тредбана (0,15 м/с), надалі швидкість руху доріжки поступово збільшують в залежності від досягнутих пацієнтом результатів. Даний комплекс можна виконувати перед двома дзеркалами во фронтальній та сагітальній площинах.

Під час навчання пацієнта правильної та симетричної ходьби, для усунення патологічних рухових стереотипів, застосовували розроблену нами методику.

Основне завдання тренування – зруйнувати патологічні стереотипи рухів, що склалися до тотального ендопротезування (ТЕП).

До ендопротезування записують подокінезіограму з метою наступного порівняння даних. Після оперативного втручання, коли пацієнту дозволяють дозовано навантажувати кінцівку, проводять рухові тренування наступним чином.

Орієнтуючись на дані подокінезіограми скорочували довжину кроку та швидкість ходьби пацієнта до тих пір, поки візуально хода не стане симетричною. Після цього повільно збільшували довжину кроку прооперованої кінцівки. Довжину кроку можна регулювати нанесенням маркерів на доріжку і поступово збільшуючи відстань між маркерами.

Процес ходьби починали з низькою швидкістю, але довжину кроку оперованою кінцівкою поступово збільшували до тих пір, поки хода пацієнта не набувала симетричності при звичайній довжині кроку. Після цього етапу виконували повторний запис подокінезіограми та порівнювали її показники з доопераційними. Потім, орієнтуючись на дані про часові параметри кроку, корегували ходу хворого, внесенням змін в опорні фази кроку.

Другим етапом тренування є збільшення швидкості руху. До цього тренувального етапу слід переходити тоді, коли вдалося досягти симетричної ходи при звичайній довжині кроку та в умовах низької швидкості ходьби. При звичайній довжині кроку пацієнт поступово збільшує швидкість ходьби до тих пір, поки хода не стане візуально симетричною. Після цього знову виконували повторний запис подокінезіограми та порівнювали її показники з доопераційними, і, орієнтуючись на дані часових параметрів кроку, корегують ходу хворого внесенням змін в опорні фази кроку.

В якості тренування симетричності піднімання стопи при ходьбі рекомендуємо ставити на маркери невисокі перешкоди, поступово збільшуючи їх висоту, щоб пацієнт переходив через перешкоди прооперованою та здоровою кінцівками, симетрично піднімаючи ноги над поверхнею.

Ці вправи ми використовуємо додатково до звичайних комплексів відновлювальної фізкультури з метою прискорення руйнування патологічних стереотипів рухів, що склалися під час перебігу хвороби.

Технологія післяопераційної реабілітації пацієнтів після тотального ендопротезування кульшового суглоба будується на використанні базової реабілітації, що містить лікувальну гімнастику, пасивну механотерапію, електростимуляцію, а також обов'язкову оцінку стереотипу ходьби методом клінічної подометрії. Використання на ранніх етапах реабілітації після тотального ендопротезування кульшового суглоба запропонованих методик руйнування патологічних рухових патернів та формування правильного стереотипу ходьби, є доцільним одночасно з використанням стандартних методик лікувальної

гімнастики, пасивної механотерапії та фізичних методів відновлювального лікування.

Використання ранньої активізації пацієнта, мобілізації прооперованого суглоба, оцінки та руйнування патологічних рухових патернів та формування правильного стереотипу ходьби у пацієнтів після тотального ендопротезування кульшового суглоба, з урахуванням індивідуального підходу до реабілітації, дозволяють досягти задоволення пацієнта проведеним лікуванням, скоротити тривалість та підвищити ефективність післяопераційної реабілітації наших пацієнтів. Це буде проявлятися відновленням правильного стереотипу ходьби у вигляді симетричності та ритмічності ходи, підвищення плавності перекату, покращення амортизаційної функції прооперованої нижньої кінцівки, покращення суб'єктивної оцінки результатів проведеного лікування.

#### 6.1. Аналіз ефективності реабілітаційних заходів на відновлення симетричності ходьби

Через 6 місяців після операції ендопротезування на контрольному огляді хворі були обстежені за допомогою системи GAITRite. Були виявлені порушення ходьби, які супроводжувалися наявністю кульгавості, несиметричності кроків як за часовими, так і за геометричними параметрами. Хворим було запропоновано пройти реабілітаційні заходи за розробленою нами методикою. погодилися пройти реабілітаційних курс 10 хворих, інші за об'єктивними обставинами відмовилися. Для оцінки ефективності реабілітаційних заходів для порівняння було відібрано по 10 хворих, які пройшли реабілітацію й 10 хворих, які відмовилися від неї. Хворих відбирали за схожими ознаками – вік від 45 до 65 років, без зайвої маси тіла, неускладненого післяопераційного стану, відсутності значних порушень параметрів ходьби через

різницю довжини нижніх кінцівок, тощо. Оцінку ходьби оцінювали за показником FAP (табл. 6.1).

Таблиця 6.1

**Результати відновлення функціонального стану нижніх кінцівок у хворих після ендопротезування кульшового суглобу (FAP, %).**

Групи спостереження	FAP, %		Статистична значущість між термінами спостереження (t, p)
	До реабілітації (6 міс. після ендопротезування)	Після реабілітації (9 міс. після ендопротезування)	
Група реабілітації (n=10)	80,7±1,6	84,1±2,3	t=-6,278 p=0,001
Група без реабілітації (n=10)	80,9±1,6	81,7±1,4	t=-4,000 p=0,003
Статистична значущість між групами (t, p)	t=-0,283 p=0,781	t=2,824 p=0,011	

Середній бал FAP у хворих через 6 місяців після ендопротезування був однаковий (p=0,781) і становив в середньому 80,7 балів, що оцінюється як гарний. На 9-ий місяць після операції у всіх хворих функціональний стан покращився в групі реабілітації до (84,1±2,3) бали (p=0,001), в групі без реабілітації – до (81,7±1,4) бали, теж статистично значущо (p=0,003). Але на 9 місяць спостереження бал FAP у хворих, які пройшли реабілітацію був статистично значущо (p=0,011) вищим, ніж у хворих, які відмовилися від неї.

На 6 міс. спостереження після ТЕП деякі хворі користувалися палицею – 3 хворих в групі реабілітації та 4 в групі без реабілітації. За словами хворих палица їм потрібна не стільки через нездатність ходити, скільки як засіб страхування на випадок будь чого. Після проходження реабілітації тільки один хворий користувався паличкою при тривалих прогулянках. В групі без реабілітації продовжували користуватися паличкою 3 хворих (один через захворювання протилежної кінцівки).



Таким чином, можна зробити **висновок**, що своєчасні реабілітаційні заходи здатні усунути хибні звички неправильної ходьби, що набули хворі упродовж тривалої хвороби.

Результати досліджень, які представлені в даному розділі дисертації, відображені в статті у закордонному фаховому виданні, патенті на корисну модель та тезах конференції:

Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Боцул, О. В., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2020). Комплексна технологія відновлення симетричності ходьби після ендопротезування кульшового суглобу. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal)*, 10(62), 35-40. [49]

Тяжелов, О. А., Фіщенко, О. В., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2018). *Спосіб відновлення симетричності ходи людини*. Патент на корисну модель № 126691 UA. А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Бюл. № 12. [43]

Фіщенко, О. В., Браніцький, О. Ю., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2018). *Реабілітація хворих після ендопротезування кульшового суглоба*. Тези представлені в збірнику наукових праць з матеріалами науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (IV наукові читання, присвячені пам'яті акад. О. О. Коржа), Харків (стор. 148-151). Харків: [б.в.]. [54]

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі подано вирішення науково-практичної задачі, яка полягає у встановленні впливу набутого патерну ходьби при тривалому перебігу дегенеративного коксартрозу на відновлення після ендопротезування, що дозволило розробити комплекс до- та післяопераційних заходів реабілітації хворих.

1. Аналітичний огляд літератури показав, що при тяжких дегенеративні ураженнях кульшового суглобу у хворих виникає важке спотворення біомеханіки ходьби, яке є наслідком пристосувальних механізмів до неповноцінного функціонування суглобу. Ендопротезування покращує біомеханіку суглобу, але у більшості хворих зберігається недостатність м'язового апарату. Аналіз ходьби людини несе більше корисної інформації щодо функціонального стану людини, ніж статичний огляд хворого, навіть за допомогою променевих методів діагностики.

2. Проведене концептуальне моделювання дозволило показати механізм формування хибного патерну ходьби у хворих з тривалим перебігом захворювань кульшового суглобу. Дослідження умов формування характерного візерунку ходьби, обумовленого уродженою та скоригованою упродовж життя схеми тіла, дає можливість передбачити патологічні наслідки захворювань опорно-рухової системи, особливо при їх тривалому (хронічному) перебігу.

3. Динамічне моделюванні привідних та згинально-привідних контрактур кульшового суглоба показало, що контрактура змінює роботу м'язів не тільки навколо кульшового суглоба, а й всієї нижньої кінцівки. Відмічене, що моделювання тільки привідної контрактури викликає зміни переважно м'язів внутрішньої групи стегна, що викликає зменшення необхідної для виконання рухів сили на 20 – 30 %; згинально-привідна контрактура додатково викликає збільшення необхідної сили м'язів-розгиначів стегна на 30 – 60 % та у м'язах

передньої групи до 50 %. Збільшення обмеження рухливості кульшового суглоба з формуванням вкорочення нижньої кінцівки викликають зміни в роботі всіх м'язів нижньої кінцівки, у тому числі гомілки, стопи та пальців. Найбільш вразливими є три фази кроку: одноопорна фаза кроку (при перенесені стопи протилежної кінцівки), період максимального розгинання стегна хворої кінцівки перед відривом стопи від опори та період утримання стопи хворої кінцівки над опорою з максимально висунутою вперед стопою. У ці фази кроку збільшення необхідної для виконання рухів сили м'язів можуть сягати від 100 % до 600 %.

4. Дослідження ходьби хворих на коксартроз показало, що ендопротезування кульшового суглобу позитивно впливає на якість ходьби, але у хворих, в яких до лікування відмічали значні асиметрії параметрів ходьби (FAR < 60 балів), не відновили її повністю. До параметрів, які не нормалізувалися після ендопротезування віднесли – порушення часових співвідношень опори на стопу та переносу стопи над опорою, надмірний (більше 15°) розворот стопи назовні. Після ендопротезування у хворих зберігається зменшення періодів опори на стопу, та їх співвідношення, геометричні параметри кроків відновлюється, але у деяких хворих через збільшений розворот стопи спостерігається фронтальна несиметричність кроків.

5. Розроблено комплекс до- та післяопераційних заходів (патент на корисну модель № 126691UA), спрямований на відновлення симетричності ходьби хворих після ендопротезування кульшового суглобу. Результати біомеханічних досліджень ходьби на системі GAITRite показали, що після реабілітаційних заходів у хворих статистично значуще ( $p < 0,05$ ) покращилися параметр ходьби у порівнянні з групою хворих, які відмовилися від реабілітаційних заходів. Відмічали суттєве покращення функціонального показника FAR, а у деяких хворих його відновлення до норми (до 90 балів), в середньому показник FAR у хворих після реабілітації становив  $(84,1 \pm 2,3)$  балів, а у хворих без реабілітації  $(81,7 \pm 1,4)$  балів.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Абельцев, В.П. (2004). Методика оценки клинических показателей состояния тазобедренного сустава до и после оперативного лечения при диспластическом коксартрозе. *Вести, травматол. и ортопед*: 2: 22-26.
2. Акбердина, Д.Л. (1980). *О методах и результатах лечения диспластического коксартроза*. В кн. Коксартроз (патогенез, этиология, клиника): 56-68.
3. Ахтямов, И.Ф., Гурылева, М.Э., Юосеф, А.И., Гарифуллов, Г.Г., Коваленко, А.Н., & Туренков, С.В. (2007). Анализ изменений качества жизни пациентов, перенесших эндопротезирование тазобедренного сустава. *Травматология и ортопедия России*; 2 (44): 89-93.
4. Бернштейн, Н.А. (1948). *О построении движений*. М.: 1948. 255 с
5. Волокитина, Е.А. & Кодотыгин, Д.А. (2004). Технические особенности имплантации компонентов эндопротеза при диспластическом коксартрозе. *Человек и его здоровье: Материалы конгресса* (СПб, 2004): 20.
6. Гаже, П.М. & Вебер, Б. (2008). *Постурология. Регуляция и нарушение равновесия тела человека*: пер. с фр. под ред. В.И. Усачёва: 316.
7. Григорьев, А.И. & Шенкман, Б.С. (2008). Скелетная мышца в безопорном мире. *Вестн. рос. Академии наук*: 78 (4): 337-345.
8. Гурфинкель, В.С., Коц, Я.М. & Шик, М.Л. (1965). *Регуляция позы человека*: 256.
9. Казенников О.В., Киреева Т.Б., & Шлыков В.Ю. (2013). Особенности поддержания вертикальной позы при неравномерной нагрузке на ноги. *Физиология человека*: 39 (4): 65-73.
10. Карпинский, М.Ю., Карпинская, Е.Д., Фищенко, В.А. & Демчук, Р.М. (2013). *Анализ прессорных нагрузок на опорную поверхность стопы при ходьбе пациентов с повреждениями голеностопного сустава*. Збірник науко-

вих праць XVI з'їзду ортопедів –травматологів України (Харків, 3-5 жовтня 2013): 444.

11. Карпінська, О.Д., Карпінський, М.Ю., Фіщенко, О.В., Яремін, С.Ю., Демчук Р.М. & Клімовицький Р.В. (2016). Особливості вертикального стояння хворих із дегенеративними патологіями кульшових суглобів за даними статистичних досліджень. *Травма*: 17 (3): 20. <http://www.mif-ua.com/archive/article/43325>

12. Климовицкий, Р.В., Карпинская, Е.Д., Тяжелов, А.А. & Гончарова, Л.Д. (2018). Стабилографические особенности стояния у больных до и после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. *Травма*: 19 (3): 24-31. DOI: 10.22141/1608-1706.2.20.2019.168016

13. *Клиническая ревматология: Руководство для практикующих врачей*: Под ред. чл.-кор. РАМН В.И.Мазурова. СПб: Фолиант, 2001.- 416 с

14. Корж, А.А., Кулиш, Н.И., Танькут, В.А. & Эрназаров, Х.М. (1983). Новые разработки в эндопротезировании тазобедренного сустава. *Изобрет. рац. в травмат. и ортопедии*: 16-19.

15. Корж, А.А., Тихоненков, Е.С., & Андрианов, В.Л. (1986). *Диспластический коксартроз*.-М.: Медицина: 208.

16. Корж, Н.О., Романенко, К.К., Прозоровський, Д.В., Карпінська, О.Д. & Карпінський, М.Ю. (2016). *Особливості вертикального стояння хворих з невірною консолидацією зони перелому великогомілкової кістки за даними статистичних досліджень*. Всеукраїнська науково-практична конференція з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології»: тези допо відей (м. Харків, 14–15 квітня 2016 р.): 81-84

17. Корнилов, Н.В., Грязнухин, Э.Г., Осташко, В.И. & Редько, К.Г. (2001). *Ортопедия: Краткое руководство для практических врачей*. СПб.: Гиппократ: 368.

18. Косинская, Н.С. (1961). *Дегенеративно-дистрофические поражения костно-суставного аппарата*. - Л.: Медгиз:196.

19. Крисюк, А.П. (1982). *Деформирующий коксартроз у детей и подростков*. Киев: Вища школа: 283.

20. Левик, Ю.С., Казенников, О.В. & Шлыков, В.Ю. (2009). Реакция на возмущение вертикальной позы у человека при различных условиях стояния и наличии контакта с дополнительной опорой. *Физиология человека*: 2: 47-53.

21. Магнус Р. (1962). *Установка тела: Экспериментально-физиологические исследования отдельных определяющих установку тела рефлексов, их взаимных влияний и их расстройств*: Перевод с нем. И.Г. Бауэр, Н.Н. Бенуа и К.Г. Лебентрау. Под ред. Э.Ш. Айрапетьянца и В.А. Кислякова. Москва - Ленинград: Издательство Академии наук СССР, 1962. - Академия наук СССР.

22. Мителева, З.М., Карпинский, М.Ю., Кокоровец, В.Я. & Кружилин, Г.И. (1997). Система для комплексной оценки состояния опорно-двигательного и вестибулярного аппарата человека “Статограф”. *Медицина и...*: 1: 35-36,

23. Мицкевич В.А., & Жилиев А.А. (2000). *Биомеханика ходьбы до и после эндопротезирования тазобедренных суставов по поводу коксартроза*. Эндопротезирование крупных суставов: симпозиум с междунар участием (Москва, октябрь 2000): 69-72.

24. Мищенко, Н. (2016). Обновленные рекомендации ESCEO (2016) по фармакотерапии остеоартроза коленного сустава: от научных доказательств к результатам в реальной клинической практике. *Здоров'я України: Тематичний номер* (Вересень 2016 р.): 21-24.

25. Насонов, Е.Л. (2001). Современные направления терапии остеоартроза. *Consilium medicum*: 9: 408-415.

26. Остроухов, В.Д. & Карпинский, М.Ю. (2003). *Аппараты для функциональной диагностики и ортопедии*. Харьков: Крокус.

27. Ромберг, М.Г. URL: [http://ru.wikipedia.org/wiki/Ромберг,\\_Мориц\\_Генрих](http://ru.wikipedia.org/wiki/Ромберг,_Мориц_Генрих)

28. Соколовский, А.М. & Крюк, А.С. (1993). *Хирургическое лечение заболеваний тазобедренного сустава*. Минск: Навука і гэхшка; 248.

29. Спіріна, І.Д., Феденко, Є.С., Леонов, С.Ф. & Шустерман Т.Й. (2013). Роль соматопсихічних взаємодій у патогенезі формування дезадапційної поведінки хворих на коксартроз, які потребують ендопротезування та алгоритм їх діагностики. *Актуальные проблемы транспортной медицины*: 1(31): 77-85. <http://dspace.nbuv.gov.ua/handle/123456789/138741>

30. Страфун, С.С., Фіщенко О.В., Московко Г.С. & Карпінська О.Д. (2018). Клінічні дослідження параметрів ходьби хворих на коксартроз за даними системи GAITRite. *Травма*: 19 (6): 76-84. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.19.2018.152221>].

31. Страфун, С.С., Фіщенко, О.В. & Карпінська, О.Д. (2018). Біомеханічні особливості ходьби хворих на коксартроз за даними системи GAITRite Частина 1. Геометричні параметри ходьби. *Травма*: 19 (1): 7-14. doi: 10.22141/1608-1706.1.19.2018.126656

32. Торчинський, В.П. (2011). *Біомеханічні передумови розвитку і особливості перебігу диспластичного коксартрозу у дорослих та їх вплив на стратегію лікування*: Автореф... дисертації доктора медичних наук. Київ; 36 с.

33. Тяжелов, А.А., Гончарова, Л.Е., Карпинский, М.Ю., & Карпинская, Е.Д. (2018). *Биомеханические методы исследования в ортопедии и травматологии. Сильные и слабые стороны*. Науково-практична конф. з міжнар. участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (четверті наукові читання, присвячені пам'яті ак. О.О.Коржа): тези доповідей (м.Харків, 4-5 жовтня 2018 р.): 9-10.

34. Тяжелов, А. А., Карпинская, Е. Д., Карпинский, М. Ю., & Браницкий, А. Ю. (2020). Влияние контрактур тазобедренного сустава на силу мышц бедра. *Georgian Medical News*, 9(306), 10-18. PMID: 33130638

35. Тяжелов, А.А., Кизилова, Н.Н., Фищенко, В.А, Яремин, С.Ю., Карпинский, М.Ю. & Карпинская, Е.Д. (2012). Анализ стабилограмм на основе математической модели тела человека как многозвенной системы. *Травма*: 14 (4): 17-25. <http://www.mif-ua.com/archive/article/34634>

36. Тяжелов, О. А., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2020). *Динамічне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах V науково-практичної конференції «Актуальні питання патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 79-81). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

37. Тяжелов, О.А., Карпінська, О.Д., Карпінський, М.Ю. & Яремін, С.Ю. (2014). Особливості динамічних характеристик статограм при фіксації суглобів нижньої кінцівки. *Травма*: 15 (2): 88-93.

38. Тяжелов, О.А., Карпінський, М.Ю., Карпінська, О.Д. & Яремін, С.Ю. (2014). Метод автоматизованої диференційної діагностики патології опорно-рухової системи людини на підставі статографічних досліджень. *Травма*: 15 (6): 28-32. [http://www.mif-ua.com/archive/article\\_print/39987](http://www.mif-ua.com/archive/article_print/39987)

39. Тяжелов, О.А., Карпінський, М.Ю., Карпінська, О.Д. & Яремін, С.Ю. (2014). Обґрунтування та аналіз геометричних параметрів статограм для оцінювання стану опорно-рухової системи людини. *Ортопедия, травматология и протезирование*: 3: 62-68. [http://nbuv.gov.ua/UJRN/OrTIP\\_2014\\_3\\_12](http://nbuv.gov.ua/UJRN/OrTIP_2014_3_12)

40. Тяжелов, О. А., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., Браніцький, О. Ю., & Обейдат Халед (2020). Патологічні постуральні патерни за умов тривалого перебігу остеоартрозу суглобів нижніх кінцівок. *Ортопедия, травматология и протезирование*, (1), 26-32. DOI: 10.15674/0030-59872020126-32

41. Тяжелов, О.А., Фіщенко, В.А., Яремін, С.Ю., Карпинский, М.Ю. & Карпинская, Е.Д. (2012). *Концептуальна модель процесу підтримки вертикальної пози, як автоматизованої системи керування*. Современные проблемы математики и ее приложения в естественных науках и информационных технологиях: Тез. докладов междунар. конф. (Харьков, 01-31 мая 2012 г.): 13.

42. Тяжелов, О.А., Фіщенко, В.О., Яремін, С.Ю., Карпінський, М.Ю. & Карпінська, О.Д. (2016). *Моделювання процесів підтримки вертикальної пози*. Всеукраїнська науково-практична конференція з міжнародною участю «Су-



часні дослідження в ортопедії та травматології»: тези доповідей (м. Харків, 14–15 квітня 2016 р.): 35-41.

43. Тяжелов, О. А., Фіщенко, О. В., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2018). *Спосіб відновлення симетричності ходи людини*. Патент на корисну модель № 126691 UA. А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Бюл. № 12.

44. Фищенко, В. А., Браницкий, А. Ю., Обейдат Халед, Карпинская, Е. Д., & Карпинский, М. Ю. (2019). *Концептуальная модель формирования патологического паттерна ходьбы при длительном течении остеоартроза*. Тезисы представлены в материалах Пироговского форума с международным участием, посвященного памяти проф. В. И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» и Юбилейной научно-образовательной конференции железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвященной 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД», Москва (стр. 273). Москва: Медфорум.

45. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2018). *Фактори формування патологічного патерну ходьби при тривалому перебігу коксартрозу та їх вплив на відновлення після ендопротезування*. Тези представлені в матеріалах III Всеукраїнської наук.-практ. конф. «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 93-94). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

46. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). *Біомеханічні особливості ходьби хворих на коксартроз з контрактурами кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах науково-практичної конференції з міжнародною участю «Актуальні питання лікування ортопедичної патології та наслідків травм опорно-рухової системи» – IV Український симпозіум з біомеханіки опорно-рухової системи, Дніпро (стор. 12-13). Дніпро: ГО «АРМЕД».

47. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Гоцул, О. В., & Карпінська, О. Д. (2019). *Математичне моделювання ходьби людини при комбінованій контра-*

ктури кульшового суглоба. *Травма*, 20(4), 100-105. DOI: 10.22141/1608-1706.4.20.2019.178752

48. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Московко, Г. С., & Карпінська, О. Д. (2020). Маркери порушення параметрів ходьби хворих після ендопротезування кульшового суглоба як наслідок тривалого перебігу остеоартрозу (за даними системи GAITRite). *Травма*, 21(1), 76-84. DOI: 10.22141/1608-1706.1.21.2020.197801

49. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Боцул, О. В., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2020). Комплексна технологія відновлення симетричності ходьби після ендопротезування кульшового суглобу. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal)*, 10(62), 35-40.

50. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Обейдат Халед, Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2019). *Концептуальна модель розвитку патологічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу*. Тезиси представлені в матеріалах IV Всеукраїнської конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стр. 84-85). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

51. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Тяжелов, О. А., & Карпінська, О. Д. (2019). *Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах кульшового суглоба*. Тези представлені в збірнику наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України, Івано-Франківськ (стор. 190). Івано-Франківськ: [б.в.].

52. Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Технічні засоби діагностики. Аналітичний огляд літератури. Частина II. *Травма*, 20(2), 9-20. DOI: 10.22141/1608-1706.2.20.2019.168015

53. Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Клінічні та соціальні аспекти захворювання. Аналітичний огляд літератури. Частина I. *Травма*, 20(1), 127-134. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158680

54. Фіщенко, О. В., Браніцький, О. Ю., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2018). *Реабілітація хворих після ендопротезування кульшового суглоба*. Тези представлені в збірнику наукових праць з матеріалами науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (IV наукові читання, присвячені пам'яті акад. О. О. Коржа), Харків (стор. 148-151). Харків: [б.в.].

55. Хутиев А.В. (2000). *Особенности тотального эндопротезирования при диспластическом коксартрозе*: Автореф. дис... канд. Мед. наук, (14.00.22). - СПб.; 26 с.

56. Цветкова, Е.С. (1997). *Остеоартроз. Ревматические болезни: Руководство по внутренним болезням*: ред. В.А.Насонова, Н.В.Бунчук. Москва: Медицина: 385-396.

57. Цурко В.В. (2001). Остеоартроз: факторы риска и возможные пути профилактики. *Клиническая геронтология*: 7 (1-2): 46-51.

58. Чистик, Т. (2017). Остеоартроз: лечение с позиций доказательной медицины. *ГАЗЕТА «Новости медицины и фармации»*: 16 (635).

59. Шеррингтон Ч. (1935). *Рефлекторная деятельность спинного мозга*. Ленинград: 300 с.

60. Ярбомін, С.Ю., Карпінський, М.Ю. & Карпінська, О.Д. (2013). *Спектральний аналіз статограм вертикального стояння людини при фіксації суглобів нижньої кінцівки*. Збірник наукових праць XVI з'їзду ортопедів – травматологів України (Харків, 3-5 жовтня 2013): 446.

61. Agostini, V. & Knaflitz, M. (2012). “Statistical gait analysis”; *In Distributed Diagnosis and Home Healthcare (D2H2)*: 2. Stevenson Ranch: American Scientific Publishers: 99–121.

62. Aminian, K., Trevisan, C., Najafia, B., Dejnabadia, H., Frigoc C., Pavanc, E., Telonioc, A., Ceratib, F., Marinonib, E.C., Roberta, Ph. & Leyvrazad, P.-F. (2004). Evaluation of an ambulatory system for gait analysis in hip osteoarthritis and after total hip replacement. *Gait & Posture*: 20: 102-107.

63. Beaulieu, M., Lamontagne, M., & Beaulieu, P. (2010). Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait & Posture*: 32: 269–273.

64. Benedetti, M., Bonato, P., Catani, F., D'Alessio, T., Knaflitz, M., Marcacci, M. & Simoncini, L. (1999). Myoelectric Activation Pattern During Gait in Total Knee Replacement: Relationship with Kinematics, Kinetics, and Clinical Outcome. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*: 7(2): 140-9. DOI:10.1109/86.769404

65. Benedetti, M.G., Catani, F., Benedetti, E., Berti, L., Di Gioia, A. & Giannini, S. (2010). To what extent does leg length discrepancy impair motor activity in patients after total hip arthroplasty? *Int Orthop.*: 34(8):1115-21. doi: 10.1007/s00264-009-0855-5. Epub 2009 Sep 18.

66. Bennett, D., Ogonda, L., Elliott, D., Humphreys, L. & Beverland D. (2006). Comparison of gait kinematics in patients receiving minimally invasive and traditional hip replacement surgery: A prospective blinded study. *Gait & Posture*: 23: 374–382. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.04.008

67. Bruyère, O., Cooper, C., Pelletier, J.P., Maheu, E., Rannou, F., Branco, J., Luisa Brandi, M., Kanis, J.A., Altman, R.D., Hochberg, M.C., Martel-Pelletier, J. & Reginster, J.Y. (2016). A consensus statement on the European Society for Clinical and Economic Aspects of Osteoporosis and Osteoarthritis (ESCEO) algorithm for the management of knee osteoarthritis – From evidence-based medicine to the real-life setting. *Semin Arthritis Rheum*: 45 (4 Suppl): 3-11. doi: 10.1016/j.semarthrit.2015.11.010.

68. Caporossi, R. (1991). *Concept osteopathique de l'équilibre postural du système musculo-squelettique pour la prévention de la santé*. Congrès intern, de Problematique Medicale Interdisc: 38–41.

69. Carhart Michael Reid (2000). *Biomechanical Analysis of Compensatory Stepping: Implications for Paraplegics Standing Via FNS*: Ph.D Dissertation. Arizona State University: 646

70. Chapman, G.J., Halstead, J. & Redmond, A.C. (2016). Comparability of off the shelf foot orthoses in the redistribution of forces in midfoot osteoarthritis patients. *Gait Posture*: 49: 235–240 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.012.

71. Cho, S., Lee, S., Kim, K., & Yu, J. (2004). Gait Analysis before and after Total Hip Arthroplasty in Hip Dysplasia and Osteonecrosis of the Femoral Head. *Journal of Korean Orthopaedic Association*: 39 (5): 482 DOI: 10.4055/jkoa.2004.39.5.482

72. Chvatal, S.A., Torres-Oviedo, G., Safavynia, A.S. & Ting, L.H. (2011). Common Muscle Synergies for Control of Center of Mass and Force in Nonstepping and Stepping Postural Behaviors Perturbations. *J. of Neurophysiology*: 106: 999-1015. doi: 10.1152/jn.00549.2010.

73. Clark, S. & Rose D.J. (2001). Evaluation of Dynamic Balance among Community-dwelling Older Adult Fallers: A Generalizability Study of the Limits of Stability Test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*: 82: 4: 468-474. DOI: 10.1053/apmr.2001.21859

74. Constantinou, M., Loureiro, A., Carty, C., Mills, P. & Barrett, R. (2017). Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait & Posture*: 53: 162-167. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.01.017.

75. Cushnaghan, J., Coggon, D., Reading, I., Croft, P., Byng, P., Cox, K., Dieppe, P. & Cooper, C. (2007). Long-term outcome following total hip arthroplasty: a controlled longitudinal study. *Arthritis Rheum*: 57 (8): 1375-1380. DOI: 10.1002/art.23101.

76. Delp S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp E.L. & Rosen, J.M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*: 37: 757-767. DOI: 10.1109/10.102791

77. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E. & Thelen, D.G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans Biomed Eng*: 54(11):1940-1950. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024

78. Duhamel, A., Bourriez, J., Devos, P., Krystkowiak, P., Destée, A., Derambure, P. & Defebvre, L. (2004). Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait & Posture*: 20: 204–212. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2003.09.010
79. Esposito, L. & Writer, S. (2015). Young and Hip: Replacements Rising for Younger Adults. *U.S. News since*. March 18
80. Felson, D.T., Lawrence, R.C., Dieppe, P.A., Hirsch, R., Helmick, C.G., Jordan, J.M., Kington, R.S., Lane, N.E., Nevitt, M.C., Zhang, Y., Sowers, M., McAlindon, T., Spector, T.D., Poole, A.R., Yanovski, S.Z., Ateshian, G., Sharma, L., Buckwalter, J.A., Brandt, K.D., & Fries, J.F. (2000). Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med.*: 133(8):635-46. DOI: 10.7326/0003-4819-133-8-200010170-00016/
81. Felson, D.T., Zhang, Y., Anthony, J.M., Naimark, A. & Anderson, J.J. (1992). Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. *Ann Intern Med.*:116 (7): 535-539.
82. Foucher, K., Hurwitz, D. & Wimmer M. (2007). Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *J.Biomechanics*: 40(15):3432-3437. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.020
83. Gallart, X., Riba, J., Fernández-Valencia, J. A., Bori, G. & Combalia A. (2018). Hip prostheses in young adults. Surface prostheses and short-stem prostheses. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*: 62: 142-152. doi: 10.1016/j.recot.2017.10.014
84. Gallinaro, P., Mass, G., Elloy, M., Isaac, G. & Cohen, A. (1990). *Variable geometry for proximal femoral fixation*. In: Coombs, R., Gristina, A., Hungerford, D., ed. Joint Replacement. London: Orthotext: 113–116.
85. Gill, S.D. & Mc Burney, H. (2013). Does exercise reduce pain and improve physical function before hip or knee replacement surgery? A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. :94(1):164–176. doi: 10.1016/j.apmr.2012.08.211.

86. Gray, H. (1918). *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: LEA & FEBIGER, 1918; New York: BARTLEBY.COM, 2000. <https://www.bartleby.com/107>
87. Guimarães, R.P., Alves D, Silva G, Bittar, S.T., Ono, N.K., Honda, E., Polesello, G.C., Junior, W.R., de Carvalho, N.A. (2010). Tradução e adaptação transcultural do instrumento de avaliação do quadril "Harris Hip Score". *Acta Ortopédica Brasileira*: 18 (3). DOI: 10.1590/S1413-78522010000300005
88. Gurfinkel, V.S. (1994). The mechanisms of postural regulation in man. *Soviet Science Review for Physics, Genetics and Biology*: 7: 59–89.
89. Hailer, N.P., Garellick, G. & Kärrholm, J. (2010). Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop.*: 81(1): 34-41 (120) doi: 10.3109/17453671003685400
90. Hoeksma, H., Van den Ende, C., Runday, H., Breedveld, F. & Dekker J. (2003). Comparison of the responsiveness of the Harris Hip Score with generic measures for hip function in osteoarthritis of the hip. *Annals of the Rheumatic Disease*: 62(10): 935-8. DOI: 10.1136/ard.62.10.935
91. Horak, F.B. & Nashner, L.M. (1986). Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support-surface Configurations. *J.Neurophysiology*: 55(6): 1369-1381. DOI: 10.1152/jn.1986.55.6.1369.
92. Illyés, A. & Kiss, R. (2005). Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip joint. *FACTA UNIVERSITATIS: Physical Education and Sport*: 3 (1): 1 – 9.
93. Illyés, A., Bejek, Z., Szlávik, I., Paróczai, R. & Kiss, R. (2006). Three-dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *FACTA UNIVERSITATIS: Physical Education and Sport*: 4 (1): 27 – 34.
94. Jahng, K.H., Bas, M.A., Rodriguez, J.A., & Cooper, H.J. (2016). Risk Factors for Wound Complications after Direct Anterior Approach Hip Arthroplasty. *J.Arthroplasty*: 31: 2583-2587. DOI: 10.1016/j.arth.2016.04.030.
95. Jasty, M.T., Anderson, M.J. & Harris, W.H. (1995). Total hip replacement of developmental dysplasia of the hip. *Clin Orthop Relat Res*: 311: 40-45. PMID: 7634589

96. Kadaba, M., Ramakrishnan, H. & Wootten, M. (1990). Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. *J.Orthopaedic Research*: 8(3): 383-92. DOI: 10.1002/jor.1100080310.
97. Kavounoudias, A., Roll, R. & Roll, J. (2001). Foot Sole and Ankle Inputs Contribute Jointly to Human Erect Posture Regulation. *J.Physiology*: 53: 869-8784. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x.
98. Kelly, K., Doyle, W. & Skinner, H. (1998). The Relationship Between Gait Parameters and Pain in Persons with Transtibial Amputation: A Preliminary Report. *J.Rehabilitation Research and Development*: 35(2): 231-237. PMID: 9651896.
99. Kendall, F.P., McCreary, E.K., Provance, P.G., Rodgers, M. & Romani, W. (2005). *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain*. Publisher: Lippincott Williams & Wilkins. 560 p. ISBN10 1451104316; ISBN13 9781451104318
100. Kenneth, S.S. (2010). *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function* (6th ed.). McGraw-Hill. ISBN 978-0-07-337825-1.
101. Kizilova N., Karpinska, E. & Karpinsky, M. (2014). *Quasi-regular and chaotic dynamics of postural sway in human*. Applied Non-Linear Dynamical Systems: Jan Awrejcewicz (ed). Springer Proceedings in Mathematics & Statistics: 93: 103-114. ISBN: 978-3-319-08265-3. (Print) 978-3-319-08266-0
102. Kizilova N., Karpinsky, M. & Karpinska, E. (2013). Quasi-regular and chaotic dynamics of postural sway in human. *12th CONFERENCE Dynamical Systems - Theory and Applications* (December 2-5, 2013, Lodz, POLAND): 115.
103. Kizilova, N. & Karpinski, M. (2016). Dynamics of complex inverter pendulum: stability and control with time-delayed feedback. *Differential equations and control theor: Book of abstracts*. Kharkov: 20-21.
104. Kuryliszyn-Moskal, A., Kaniewska, K., Dziecioł-Anikiej, Z. & Klimiuk, P.A. (2017). Evaluation of foot static disturbances in patients with rheumatic diseases. *Reumatologia*: 55 (2): 73-78. doi: 10.5114/reum.2017.67601



105. Lai, K., Lin, C., Jou, I. & Su, F. (2001). Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip – comparison with untreated patients. *J.Orthopaedic Research*: 19(6): 1147-52. DOI: 10.1016/S0736-0266(01)00032-8.
106. Lajeunesse, D., Massicotte, F., Pelletier, J.P., & Martel-Pelletier, J. (2003). Subchondral bone sclerosis in osteoarthritis: not just an innocent bystander. *Modern Rheumatology*: 13(1):7-14. doi: 10.3109/s101650300001.
107. Lavinger, P., Menz, H.B., Morrow, A.D., Feller, J.A., Bartlett, J.R. & Bergman, N.R. (2012). Foot kinematics in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology*: 51:2191–2198. DOI: 10.1093/rheumatology/kes222
108. Levangie, P.K. & Norkin, C.C. (2011). *Joint Structure & Function: A Comprehensive Analysis*, ed 5. F.A. Davis Company, 640 p. ISBN-13: 978-0803623620; ISBN-10: 0803623623
109. Loizeau, J., Allard, P., Duhaime, M. & Landjerit, B. (1995). Bilateral Gait Patterns in Subjects Fitted With a Total Hip Prosthesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*: 76(6): 552-557. DOI: 10.1016/s0003-9993(95)80510-9
110. Loram, D., Maganaris, K. & Lakie M. (2005). Human Postural Sway Results from Frequent, Ballistic Bias Impulses by Soleus and Gastrocnemiu. *J.Physiology*: 564: 295-311. DOI: 10.1113/jphysiol.2004.076307
111. Lugade, V., Klausmeier, V., Jewett, B., Collis, D. & Chou, L.-S. (2008). Short-term recovery of balance control after total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*: 466 (12): 3051–3058. doi: 10.1007/s11999-008-0488-9.
112. Lugade, V., Wu, A., Jewett, B., Collis, D. & Chou L. (2010). Gait asymmetry following an anterior and anterolateral approach to total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*: 25: 675–680. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.05.003.

113. Luger, E.O. & Radbruch A. (2014). The challenge: understanding the molecular pathogenesis of osteoarthritis and developing innovative therapeutic concepts. *Z Rheumatol*: 73 (4): 310- 314. doi: 10.1007/s00393-014-1390-3.
114. Madsen, M., Ritter, M., Morris, H., Meding, J., Berend, M., Faris, P. & Vardaxis V. (2004). The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *J.Orthopaedic Research*: 22(1): 44-50. DOI: 10.1016/S0736-0266(03)00151-7
115. Majewski, M., Bischoff-Ferrari, H. A., Grüneberg, C., Dick, W. & Allum J. H. J. (2005). Improvements in balance after total hip replacement. *J.Bone & Joint Surgery (British)*: 87(10): 1337–1343. doi: 10.1302/0301-620x.87b10.16605.
116. Maloney, W. & Keeney, J. (2004). Leg Length Discrepancy after Total Hip Arthroplasty. *J.Arthroplasty*: 19 (4): 108-10. DOI: 10.1016/j.arth.2004.02.018
117. Migaud, H., Spiers, A., Gougeon, F., Pierchon, F., Fontaine, C. & Duquennoy, A. (1995). Outcome of hip shelf arthroplasty in adults after a minimum of 15 years of follow-up. Long term results and analysis of failures of 56 dysplastic hips. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.*: 81 (8): 716-23 [French.]. PMID: 8761653
118. Mont, M., Seyler, T., Ragland, P., Starr, R., Erhart, J. & Bhave A. (2007). Gait Analysis of Patients with Resurfacing Hip Arthroplasty Compared with Hip Osteoarthritis and Standard Total Hip Arthroplasty. *J.Arthroplasty*: 22 (1): 100-108. DOI: 10.1016/j.arth.2006.03.010
119. Morasso, P.G. & Sanguineti, V. (2002). Ankle Muscle Stiffness Alone Cannot Stabilize Balance during Quiet Standing. *J.Neurophysiology*: 88 (4): 2157-2162. DOI: 10.1152/jn.2002.88.4.2157
120. Nallegowda, M., Singh, U., Bhan, S., Wadhwa, S., Handa, G. & Dwivedi, S.N. (2003). Balance and gait in total hip replacement: a pilot study. *American J.Physical Medicine & Rehabilitation*: 82(9): 669–677. doi: 10.1097/01.phm.0000083664.30871.c8.

121. Nankaku, M., Tsuboyama, T., Kakinoki, R., Kawanabe, K., Kanzaki, H., Mito, Y. & Nakamura T. (2007). Gait analysis of patients in early stages after total hip arthroplasty: effect of lateral trunk displacement on walking efficiency. *J.Orthopaedic Science*: 12(6): 550-4. DOI: 10.1007/s00776-007-1178-2
122. Nantel, J., Termoz, N., Vendittoli, P., Lavigne, M. & Prince, F. (2009). Gait Patterns After Total Hip Arthroplasty and Surface Replacement Arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*: 90 (3): 463-469. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.08.215
123. Nashner, L.M. (1981). *Analysis of Stance Posture in Humans*. Handbook of Behavioral Neurobiology: Volum 5: Motor Coordination. N.Y. 1981: 527-565
124. Nilsson, A. & Bremander, A. (2011). Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) Hip and Knee Questionnaire. *Arthritis Care Res (Hoboken)*: 63 (11): 200-207. doi: 10.1002/acr.20549.
125. Ornetti, P., Maillefert, J.-F., Laroched, D., Morissetd, C., Dougadose, M. & Gossece L. (2010). Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: A systematic review. *Joint Bone Spine*: 77 (5): 421-425. DOI: org/10.1016/j.jbspin.2009.12.009
126. Perron, M., Malouin, F., Moffet, H. & McFadyen, B. (2000). Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*: 15(7):504-15. DOI: 10.1016/s0268-0033(00)00002-4.
127. Pfeil, J. & Siebert, W. (2010). *Minimally Invasive Surgery in Total Hip Arthroplasty*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, eBook ISBN 978-3-642-00897-9; Hardcover ISBN: 978-3-642-00896-2. DOI: 10.1007/978-3-642-00897-9.
128. Platzer, W. (2014). *Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 1, Locomotor System (7th ed.)*. Thieme: 480 Print ISBN: 9783135333076; E-Book ISBN:9783131494870

129. Prakasha, C., Kumara, R., Mittala, N. & Rajc G. (2018). Vision based Identification of Joint Coordinates for Marker-less Gait Analysis. *International Conference on Computational Intelligence and Data Science* (Procedia Computer Science: 132: 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.05.060>.
130. Reilly, K., Barker, K., Shamley, D., Newman, M., Oskrochi, G.R. & Sandall, S. (2009). The role of foot and ankle assessment of patient with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy*: 95: 164–169. DOI:10.1093/rheumatology/kes222
131. Rongies, W., Bąk, A., Lazar, A., Dolecki, W., Kolanowska-Kenczew, T., Sierdziński, J., Spychała, A. & Krakowiecki, A. (2009). Próba wykorzystania badania pedobarograficznego do oceny skuteczności rehabilitacji u osób z chorobą zwyrodnieniową stawów biodrowych [A trial of the use of pedobarography in the assessment of the effectiveness of rehabilitation in patients with coxarthrosis]. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*. 1509-3492: 11(3): 242-252. PMID: 19620742.
132. Ruchlin, H.S., Elkin, E.B. & Allegrante, J.P. (2001). The Economic Impact of a Multifactorial Intervention to Improve Postoperative Rehabilitation of Hip Fracture Patients. *Arthritis Care & Research*: 45: 46–452. DOI: 10.1002/1529-0131(200110)45:5<446::aid-art364>3.0.co;2-r/.
133. Rzaniak, E., Dzierżanowski, M. & Mątewski, D. (2017). Wpływ zmian zwyrodnieniowych stawów biodrowych na ukształtowanie stopy. *Kwartalnik Ortopedyczny: Reumatologia*: 55(2): 73–78. doi: 10.5114/reum.2017.67601
134. Safavynia, S.A. & Ting, L.H. (2012). Task-level Feedback Can Explain Temporal Recruitment of Spatially Fixed Muscle Synergies Throughout Postural Perturbations. *J. of Neurophysiology*: 107: 159-177. DOI: 10.1152/jn.00653.2011
135. Schroeder, H., Coutts, R., Lyden, P., Billings, E. & Nickel V. (1995). Gait parameters following stroke: A practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*: 32 (1): 25-31. PMID: 7760264.

136. Siopack, J. & Jergesen, H. (1995). Total Hip Arthroplasty. *Western J Medicine*: 162 (3): 243-9. PMID: 7725707
137. Soderman, P. & Malchau, H. (2001). Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement? *Clin Orthop Relat Res.:(384):*189-97. DOI: 10.1097/00003086-200103000-00022
138. Stavrakis, A.I., SooHoo, N.F. & Lieberman J.R. (2015). A Comparison of the Incidence of Complications Following Total Hip Arthroplasty in Patients With or Without Osteonecrosis. *J Arthroplasty*: 30 (1): 114-7. doi: 10.1016/j.arth.2014.08.010.
139. Szoeki, C, Dennerstein, L., Guthrie, J., Clark, M., & Cicuttini, F. (2006). The relationship between prospectively assessed body weight and physical activity and prevalence of radiological knee osteoarthritis in postmenopausal women. *J Rheumatol*: 33 (9): 1835-1840. PMID: 16881096
140. Tanaka, R., Shigematsu, M., Motooka, T., Mawatari, M., & Hotokebuchi, T. (2010). Factors Influencing the Improvement of Gait Ability After Total Hip Arthroplasty. *J.Arthroplasty*: 25 (6): 982-985. doi: 10.1016/j.arth.2009.06.009.
141. Thelen, D.G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults // *ASME Journal of Biomechanical Engineering*: 125 (1): 70–77. DOI: 10.1115/1.1531112.
142. Trampuz, A. & Zimmerli, W. (2005). Prosthetic joint infections: update in diagnosis and treatment. *Swiss Medical Weekly*: 135(17-18): 243–251. DOI: 2005/17/smw-10934
143. Ueki, R., Shigematsu, M., Motooka, T. & Hotokebuchi, T. (2005). Gait Analysis in Coxarthrosis. *Orthopedics & Traumatology*: 54 (1): 173-175 (Jp). [https://www.jstage.jst.go.jp/article/nishiseisai/54/1/54\\_1\\_173/\\_article/-char/en](https://www.jstage.jst.go.jp/article/nishiseisai/54/1/54_1_173/_article/-char/en)
144. Vogt, L., Banzer, W., Pfeifer, K. & Galm, R. (2010). Muscle Activation Pattern of Hip Arthroplasty Patients in Walking. *Research in Sports Medicine*, 2010. – P 191-199. Doi: 10.1080/15438620490497503

145. Wamper, K., Sierevelt, I., Poolman, R., Bhandari, M. & Haverkamp, D. (2010). The Harris hip score: Do ceiling effects limit its usefulness in orthopaedics? *Acta Orthop.*: 81(6): 703-707. doi: 10.3109/17453674.2010.537808.
146. Wang, M., Shen, J., Jin, H. & Im, H.J. (2011). Recent progress in understanding molecular mechanisms of cartilage degeneration during osteoarthritis. *Ann. NY Acad. Sci.*: 1240 (12): 61–69. doi: 10.1111/j.1749-6632.2011.06258.x.
147. Whittle, M. (2007). *Gait analysis: an introduction*: (Fourth edition). – Butterworth: Heinemann, 2007. – 229 s
148. Whittle, M. (2006). *An Introduction to Gait Analysis*: 4th Edition. Butterworth-Heinemann: 244 p. [eBook ISBN: 9780702039225; Paperback ISBN: 9780750688833].
149. Williams, N.H., Roberts, J.L, Din, N.U., Charles, J.M., Totton, N., Williams, M., Mawdesley, K., Hawkes, C.A., Morrison, V., Lemmey, A., Edwards, R.T., Hoare, Z., Pritchard, A.W., Woods, R.T., Alexander, S., Sackley, C., Logan, P., Wilkinson, C., & Rycroft-Malone, J. (2017). .Developing a multidisciplinary rehabilitation package following hip fracture and testing in a randomised feasibility study: Fracture in the Elderly Multidisciplinary Rehabilitation (FEMuR). *Health Technology Assessment*: 21 (44): 528 s. doi: 10.3310/hta21440.
150. Wireless MEMS Networks & Applications (2017). *Woodhead Publishing Series in Electronic and Optical Materials*: 288 s. P. 129-152. Hardcover ISBN: 9780081004494; eBook ISBN: 9780081004500
151. Zeng, W.-N., Liu, J.-L., Jia, X.-L., Zhou, Q. & Zhang, Y. (2019). Midterm Results of Total Hip Arthroplasty in Patients with High Hip Dislocation after Suppurative Hip Arthritis. *J. Arthroplasty*: 34: 102-107. doi: 10.1016/j.arth.2018.09.081.

## ДОДАТКИ

### Додаток А

#### НАУКОВІ ПРАЦІ, В ЯКИХ ОПУБЛІКОВАНІ ОСНОВНІ НАУКОВІ РЕЗУЛЬТАТИ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Гоцул, О. В., & Карпінська, О. Д. (2019). Математичне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба. *Травма*, 20(4), 100-105.
2. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Московко, Г. С., & Карпінська, О. Д. (2020). Маркери порушення параметрів ходьби хворих після ендопротезування кульшового суглоба як наслідок тривалого перебігу остеоартрозу (за даними системи GAITRite). *Травма*, 21(1), 76-84.
3. Тяжелов, О. А., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., Браніцький, О. Ю., & Обейдат Халед (2020). Патологічні постуральні патерни за умов тривалого перебігу остеоартрозу суглобів нижніх кінцівок. *Ортопедия, травматология и протезирование*, (1), 26-32.
4. Тяжелов, А. А., Карпинская, Е. Д., Карпинский, М. Ю., & Браницкий, А. Ю. (2020). Влияние контрактур тазобедренного сустава на силу мышц бедра. *Georgian Medical News*, 9(306), 10-18.
5. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Боцул, О. В., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2020). Комплексна технологія відновлення симетричності ходьби після ендопротезування кульшового суглобу. *Wschodnioeuropejskie Czasopismo Naukowe (East European Scientific Journal)*, 10(62), 35-40.
7. Тяжелов, О. А., Фіщенко, О. В., Карпінський, М. Ю., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2018). Спосіб відновлення симетричності ходи людини. Патент на корисну модель № 126691 UA. А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Бюл. № 12.
8. Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Клінічні та со-

ціальні аспекти захворювання. Аналітичний огляд літератури. Частина I. *Травма*, 20(1), 127-134.

9. Фіщенко, В. О., Кириченко, В. І., Яремін, С. Ю., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). Остеоартроз кульшового суглоба. Технічні засоби діагностики. Аналітичний огляд літератури. Частина II. *Травма*, 20(2), 9-20.

### **НАУКОВІ ПРАЦІ, ЯКІ ЗАСВІДЧУЮТЬ АПРОБАЦІЮ МАТЕРІАЛІВ ДИСЕРТАЦІЇ**

10. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2018). *Фактори формування патологічного патерну ходьби при тривалому перебігу коксартрозу та їх вплив на відновлення після ендопротезування*. Тези представлені в матеріалах III Всеукраїнської наук.-практ. конф. «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 93-94). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

11. Фіщенко, О. В., Браніцький, О. Ю., Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2018). *Реабілітація хворих після ендопротезування кульшового суглоба*. Тези представлені в збірнику наукових праць з матеріалами науково-практичної конференції з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (IV наукові читання, присвячені пам'яті акад. О. О. Коржа), Харків (стор. 148-151). Харків: [б.в.].

12. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Обейдат Халед, Карпінська, О. Д., & Карпінський, М. Ю. (2019). *Концептуальна модель розвитку патологічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу*. Тезиси представлені в матеріалах IV Всеукраїнської конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стр. 84-85). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

13. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., & Карпінська, О. Д. (2019). *Біомеханічні особливості ходьби хворих на коксартроз з контрактурами кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах науково-практичної конференції з міжнародною участю «Актуальні питання лікування ортопедичної



патології та наслідків травм опорно-рухової системи» – IV Український симпозиум з біомеханіки опорно-рухової системи, Дніпро (стор. 12-13). Дніпро: ГО «АРМЕД».

14. Фіщенко, В. О., Браніцький, О. Ю., Тяжелов, О. А., & Карпінська, О. Д. (2019). *Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах кульшового суглоба*. Тези представлені в збірнику наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України, Івано-Франківськ (стор. 190). Івано-Франківськ: [б.в.].

15. Фищенко, В. А., Браницкий, А. Ю., Обейдат Халед, Карпинская, Е. Д., & Карпинский, М. Ю. (2019). *Концептуальная модель формирования патологического паттерна ходьбы при длительном течении остеоартроза*. Тезисы представлены в материалах Пироговского форума с международным участием, посвящённого памяти проф. В. И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» и Юбилейной научно-образовательной конференции железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвящённой 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД», Москва (стр. 273). Москва: Медфорум.

16. Тяжелов, О. А., Карпінська, О. Д., & Браніцький, О. Ю. (2020). *Динамічне моделювання ходьби людини при комбінованій контрактурі кульшового суглоба*. Тези представлені в матеріалах V науково-практичної конференції «Актуальні питання патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя-Приморськ (стор. 79-81). Запоріжжя-Приморськ: АО «Мотор Сич».

#### **Апробація результатів дисертації:**

- III Всеукраїнська науково-практична конференція «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування» (м. Запоріжжя – Приморськ, 6-8 вересня 2018 р.) – публікація;
- науково-практична конференція з міжнародною участю «Сучасні дослідження в ортопедії та травматології» (IV наукові читання, присвячені

пам'яті акад. О. О. Коржа) (м. Харків, 4-5 жовтня 2018 р.) – публікація, стендова доповідь;

- IV Всеукраинская конференция «Актуальные вопросы лечения патологии суставов и эндопротезирования» (м. Запоріжжя – Приморськ, 12-14 вересня 2019 р.) – публікація;

- науково-практична конференція з міжнародною участю «Актуальні питання лікування ортопедичної патології та наслідків травм опорно-рухової системи» – IV Український симпозіум з біомеханіки опорно-рухової системи (м. Дніпро, 19-20 вересня 2019 р.) – публікація, доповідь;

- XVIII з'їзд ортопедів-травматологів України (м. Івано-Франківськ, 9-11 жовтня 2019 р.) – публікація, стендова доповідь;

- Пироговский форум с международным участием, посвященный памяти проф. В. И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии», Юбилейная научно-образовательная конференция железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвященная 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД» (г. Москва, 24-25 октября 2019 г.) – публікація;

- V науково-практична конференція «Актуальні питання патології суглобів та ендопротезування» (м. Запоріжжя – Приморськ, 3-5 вересня 2020 р.) – публікація.

## Додаток Б 1

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи Вінницького  
національного медичного університету  
ім. М.І. Пирогова

д.м.н. проф. Власенко О.В.

лютого 2020 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

## 1. Спосіб відновлення симетричності ходи людини

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН", Харків, вул. Пушкінська, 80. Тяжелов О.А., Фіщенко О.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Браніцький О.Ю. (установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Патент на корисну модель №126691 UA. МПК – А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»– Заявка у 2018 02003 від 26.02.2018. – Опубл. 25.06.2018. –Бюл. № 12.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень \_\_\_\_\_ року, випуск № \_\_\_\_\_ реєстраційний № \_\_\_\_\_

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження  
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова,  
кафедра травматології та ортопедії

6. Строки впровадження з 2018 по 2020 навчальні роки

7. Загальна кількість спостережень 10.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна)

9. Зауваження, пропозиції

Відповідальна за впровадження особа  
(посада, підпис, прізвище, ініціали)  
Зав. каф. травматології та ортопедії  
ВНМУ ім. М.І. Пирогова

“ 17 ” лютого 2020р.

д.м.н., проф. Фіщенко В.О.

## Додаток Б 2

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Головний лікар ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України"

д.м.н. проф. Вирва О.Є.  
"20" січня 2020 р.



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Спосіб відновлення симетричності ходи людини**  
(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН", Харків, вул. Пушкінська, 80.  
Тяжелов О.А., Фіщенко О.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Браніцький О.Ю.  
(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Патент на корисну модель №126691 UA. МПК – A61B5/103, A61B5/11, A61H1/00. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»– Заявка у 2018 02003 від 26.02.2018. – Опубл. 25.06.2018. –Бюл. № 12.

(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)

4. Впроваджено за реєстром нововведень \_\_\_\_\_ року, випуск № \_\_\_\_\_  
реєстраційний № \_\_\_\_\_

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження  
ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України"

6. Строки впровадження з березень 2019 р. по грудень 2019 р.

7. Загальна кількість спостережень 12.

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна)

9. Зауваження, пропозиції



Відповідальна за впровадження особа  
(посада, підпис, прізвище, ініціали)  
Зав. лаб. біомеханіки ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України"

д.м.н. проф. Тяжелов О.А.

"20" січня 2020 р.

## Додаток Б 3

ЗАТВЕРДЖУЮ

Директор Комунального некомерційного підприємства "Вінницького обласного клінічного госпітально ветеранів війни Вінницької обласної ради"

Бабійчук В.В.

" 17 " лютого 2020 р.



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ


1. Спосіб відновлення симетричності ходи людини  
(назва пропозиції для впровадження)
2. ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН", Харків, вул. Пушкінська, 80. Тяжелов О.А., Фіщенко О.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Браніцький О.Ю.  
(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)
3. Джерело інформації: Патент на корисну модель №126691 UA. МПК – А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»– Заявка у 2018 02003 від 26.02.2018. – Опубл. 25.06.2018. –Бюл. № 12.  
(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)
4. Впроваджено за реєстром нововведень \_\_\_\_\_ року, випуск № \_\_\_\_\_ реєстраційний № \_\_\_\_\_
5. Найменування установи, яка здійснила впровадження  
Вінницький обласний госпіталь ветеранів війни.
6. Строки впровадження з вересня 2019 р. по січень 2020 р.
7. Загальна кількість спостережень 10.
8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна)
9. Зауваження, пропозиції

Відповідальна за впровадження особа  
(посада, підпис, прізвище, ініціали)

Директор Комунального некомерційного підприємства "Вінницького обласного клінічного госпітально ветеранів війни Вінницької обласної ради"

Бабійчук В.В.

" 17 " лютого 2020 р.



## Додаток Б 4

ЗАТВЕРДЖУЮ

Директор Комунального некомерційного підприємства «Вінницької міської клінічної лікарні швидкої медичної допомоги»

\_\_\_\_\_ Фомін О.О.

“ 17 ” лютого 2020 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Спосіб відновлення симетричності ходи людини**  
(назва пропозиції для впровадження)
2. ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН", Харків, вул. Пушкінська, 80. Тяжелов О.А., Фіщенко О.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Браніцький О.Ю.  
(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)
3. Джерело інформації: Патент на корисну модель №126691 UA. МПК – А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»– Заявка у 2018 02003 від 26.02.2018. – Опубл. 25.06.2018. –Бюл. № 12.  
(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)
4. Впроваджено за реєстром нововведень \_\_\_\_\_ року, випуск № \_\_\_\_\_ реєстраційний № \_\_\_\_\_
5. Найменування установи, яка здійснила впровадження  
Вінницька міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги.
6. Строки впровадження з вересня 2019 р. по січень 2020 р.
7. Загальна кількість спостережень 10.
8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна)
9. Зауваження, пропозиції

Відповідальна за впровадження особа  
(посада, підпис, прізвище, ініціали)  
Директор Комунального некомерційного підприємства «Вінницької міської клінічної лікарні швидкої медичної допомоги»

\_\_\_\_\_ Фомін О.О.

“ 17 ” лютого 2020 р.

## Додаток Б 5

ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний лікар Комунального  
Підприємства “Калинівської Центральної  
Районної лікарні” Калинівської Районної  
Ради

Головащенко В.С.

“ 17 ” лютого 2020 р.



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Спосіб відновлення симетричності ходи людини**  
(назва пропозиції для впровадження)
2. ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН", Харків, вул. Пушкінська, 80. Тяжелов О.А., Фіщенко О.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Браніцький О.Ю.  
(установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)
3. Джерело інформації: Патент на корисну модель №126691 UA. МПК – А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»– Заявка у 2018 02003 від 26.02.2018. – Опубл. 25.06.2018. –Бюл. № 12.  
(назва, рік видання методичних рекомендацій, інформаційного листа, вихідні дані статті, № а.с. і т.д.)
4. Впроваджено за реєстром нововведень \_\_\_\_\_ року, випуск № \_\_\_\_\_  
реєстраційний № \_\_\_\_\_
5. Найменування установи, яка здійснила впровадження  
Калинівська Центральна Районна Лікарня.
6. Строки впровадження з вересня 2019 р. по січень 2020 р.
7. Загальна кількість спостережень 10.
8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна)
9. Зауваження, пропозиції

Відповідальна за впровадження особа  
(посада, підпис, прізвище, ініціали)  
Головний лікар Комунального  
Підприємства “Калинівської Центральної  
Районної Лікарні” Калинівської Районної  
Ради

“ 17 ” лютого 2020 р.

Головащенко В.С.

