

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
і.м. М. І. ПИРОГОВА МОЗ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

Обейдат Халед Джамал Салех

УДК 616.728-007.24:616.8-009.18](045)

ДИСЕРТАЦІЯ
ОСОБЛИВОСТІ ФОРМУВАННЯ ПАТОЛОГІЧНОЇ ХОДЬБИ ХВОРИХ
НА ГОНАРТРОЗ 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

_____ (підписано ЕП) _____ Обейдат Халед Джамал Салех

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

Вінниця – 2023

АНОТАЦІЯ

Обейдат Халед Джамал Салех. "Особливості формування патологічної ходьби хворих на гонартроз 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, 2023.

Дисертація присвячена реабілітації хворих на остеоартроз після ендопротезування колінного суглоба при тривалому перебігу хвороби, у яких після операції залишилися хибні звички пересування, що супроводжуються контрактурами колінних суглобів, кульгавістю, послабленням м'язів нижніх кінцівок.

Для розуміння процесів формування патологічних рухових звичок була розроблена концептуальна модель формування «біомеханічної моделі тіла» та її зміни через тривалий перебіг остеоартрозу нижніх кінцівок. За представленою концептуальною моделлю природний руховий патерн людини при впливі дегенеративних змін (тривалого захворювання) починає змінюватися, спочатку поступово залучаються компенсаторні механізми, які дозволяють до певної межі запобігати болю, але з часом тривалий перебіг захворювання запускає паралельний механізм зміни рухових звичок. Тобто раніше сформований природний патерн пересування змінюється на патологічний.

Оцінка змін, які відбуваються у м'язах хворої кінцівки при контрактурах колінного суглоба різного ступеня важкості, була проведена шляхом математичного моделювання в програмному комплексі OpenSim 4.0. Вивчали зміни у м'язах хворої кінцівці, які відбуваються зі збільшенням обмеження рухів в колінному суглобі.

За отриманими результатами моделювання визначено, що контрактура

колінного суглобу не тільки порушує функцію самого суглобу, але й через універсальність роботи більшості двосуглобних м'язів стегна та гомілки патологічно впливає на функцію кульшового та гомілкового суглобів.

Контрактури колінного суглоба призводять до значних змін в м'язах-розгиначах гомілки. Такий стан пов'язано з тим, що при правильній ходьбі необхідно повноцінне розгинання гомілки, й цим м'язам необхідно розвивати додаткову силу для забезпечення нормального кроку. Так, при обмеженні розгинання 20° модель повинна розвивати силу в 2250 Н, але в реальності за даними літератури максимальна ізометрична сила становить 780 Н, що в 3 рази менше, ніж показало моделювання.

Серед м'язів, які найбільше впливають на функціональність колінного суглобу є *m.Semitendinosus*. В нормі сила, яку розвиває цей м'яз при ходьбі, становить біля 90 Н, тоді як при контрактурах, необхідна сила збільшується до 200 Н, й хоча цей м'яз здатен розвивати до 330 Н, в наших моделях простежується його явне надмірне скорочення. Значно порушується робота *m. Gracilis* и *m. Sartorius*. В нормі їх сила не перевищує 20 Н, а при обмеженні рухливості колінного суглоба необхідна сила збільшується в 4 й більше разів – до 90 – 110 Н, тобто м'яз працює на межі своїх можливостей (105-110 Н). Із перевищенням своїх функціональних можливостей при контрактурах колінного суглобу також працює *m. Biceps Femoris-Short*. Максимальна сила скорочення, яку здатний розвивати цей м'яз становить 400 Н, тоді як в моделях с контрактурами колінного суглобу необхідне для нормальної ходьби зусилля сягає 900 Н, що, звісно, м'яз в реальних умовах розвивати не може.

Дослідження хворих проводили за допомогою системи GAITRite, яка дозволяє оцінювати параметри ходьби людини. Досліджували такі параметри: часові, геометричні характеристики ходьби, функціональну спроможність пересування до лікування та через 6 міс. після ендопротезування.

За проведеними дослідженнями параметрів ходьби хворих з гонартрозом можна зробити такі узагальнення. До лікування з приводу остеоартрозу

колінного суглобу у хворих відмічають порушення ходьби, яке виглядає як несиметричність кроків. Відбувається зменшення часу опори на стопу хворої кінцівки, а також збільшення часу переносу стопи хворої кінцівки. Це підтверджується параметрами Single Support та відносним показником Stance, час переносу стопи, відповідно показниками Step time та Cycle step time, також показниками Single та Double Support. Намагання до збільшення швидкості пересування при обстеженні, викликає зміну рухів на відносно здоровій кінцівці у вигляді збільшення довжини кроку та скорочення часу переносу стопи хворої кінцівки.

Після оперативного втручання зміни параметрів ходьби у пацієнтів відбуваються таким чином – збільшення часу опори на протезовану кінцівку, зменшення часу опори на протилежну стопу, і як слід - збільшення симетричності кроків.

До лікування функціональний показник ходьби хворих має великий розкид значень – від 47 %, що свідчить про незадовільний стан, до 99 % - гарний результат. Це обумовлено станом хворих, які звернулися для лікування на ранньому періоді захворювання і зміни ходи ще не набули патологічних ознак. При тривалому перебігу, у пацієнтів відмічається формування хибних звичок пересування. За даними статистичного аналізу у хворих в середньому підвищився рівень FAP. У хворих, FAPS яких був більше 95 % через рік після ендопротезування колінного суглобу відмічали його зменшення, але не нижче 94 %. У хворих функціональний показник, що оцінювався як незадовільний, підвищився до 70% (задовільний). Хворі старечого віку продовжували користуватися при ходьбі додатковою опорою, що знижувало оцінку FAP, хоча рентгенологічний результат ендопротезування оцінювався як непоганий.

Зменшення больового синдрому та відновлення опорності кінцівки збільшує показник функціональності ходьби. Остеоартроз є системним захворюванням і розвивається, як правило, на обох суглобах, й часто залучаються в дегенеративних процес інші структури скелету. Тому хворих

похилого віку FAPS після ендопротезування сягає задовільних значень. Треба відмітити, що ми розглядали хворих після ендопротезування на одному колінному суглобу, а це не завжди дає одразу очікуваний гарний результат.

На основі біомеханічного обґрунтування було розроблено реабілітаційні заходи для відновлення симетричності ходьби та сили м'язів нижніх кінцівок у пацієнтів після ендопротезування колінного суглобу. Проведена оцінка ефективності запропонованих заходів показала, що у пацієнтів кут згинання колінного суглобу в середньому $(110\pm 5)^\circ$ досяг необхідного рівня (не менше 110°) для повноцінного функціонування протезованого коліна, кут згинальної контрактури становив $(2\pm 2)^\circ$. Більшість пацієнтів відмовилися від додаткової опори при ходьбі. Запропоновані реабілітаційні заходи помітно покращили стан пацієнтів після операції ендопротезування колінного суглобу через відновлення функціональності протезованої кінцівки для виконання повсякденних вправ.

Ключові слова: Остеоартроз, колінний суглоб, гонартроз, ендопротезування, ходьба, лікування, реабілітація, контрактура, сила м'язів, математичне моделювання, біомеханіка ходьби, патерн.

SUMMARY

Khaled Jamal Saleh. "Features of the formation of pathological walking in patients with gonarthrosis after arthroplasty." - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in the field of knowledge 22 "Health" in specialty 222 - "Medicine". - Vinnytsia National Medical University. MI Pirogov Ministry of Health of Ukraine, Vinnytsia, 2023.

The dissertation is devoted to the rehabilitation of patients with osteoarthritis after knee joint arthroplasty with a long course of the disease, who have false habits of movement after the operation, accompanied by knee joint contractures, lameness, and weakening of the muscles of the lower extremities.

To understand the processes of formation of pathological motor habits, a conceptual model of the formation of a "biomechanical model of the body" and its changes due to the prolonged course of lower extremity osteoarthritis was developed. According to the presented conceptual model, the natural human motor pattern begins to change under the influence of degenerative changes (long-term disease), at first, compensatory mechanisms are gradually involved, which allow to prevent pain to a certain extent, but over time, the long-term course of the disease triggers a parallel mechanism of changing motor habits. That is, the previously formed natural stereotype changes to a pathological one at the low level of the nervous system.

The assessment of changes in the muscles of the diseased limb in knee joint contractures of varying severity was performed using mathematical modeling in the OpenSim 4.0 system. The model provided for the study of changes in the muscles of the diseased limb, which increase with increasing restriction of movements in the knee joint.

According to the modeling results, it was determined that knee joint contracture not only disrupts the function of the joint itself, but also pathologically affects the function of the hip and ankle joints due to the versatility of most biceps and leg muscles.

Knee joint contractures lead to significant changes in the extensor muscles of the lower leg. This condition is due to the fact that proper walking requires full extension of the lower leg, and these muscles need to develop the strength to overcome the contracture. For example, with a contracture of 20° , the model should develop a force of 2250 N to extend the knee joint, but in reality, according to the literature, the maximum isometric force is 780 N, which is 3 times less than the simulation showed.

Of the muscles that have the greatest impact on the functionality of the knee joint is the m. Semitendinosus. Normally, the force developed by this muscle during walking is about 90 N, while in contractures, the required force increases to 200 N, and although this muscle is capable of developing up to 330 N, our models show its obvious overcontraction. The functioning of the m. Gracilis and m. Sartorius is significantly impaired. Normally, their strength does not exceed 20 N, and when the mobility of the knee joint is limited, the required force increases 4 or more times - up to 90-110 N, that is, the muscle works at the limit of its capabilities (105-110 N). In case of knee joint contractures, the m. Biceps Femoris-Short. The maximum contraction force that this muscle can develop is 400 N, while in models with knee joint contractures, the force required for normal walking reaches 900 N, which, of course, the muscle cannot develop in real life.

The patients were studied using the GAITRite system designed to assess human walking parameters. The time and geometric parameters of walking, as well as the functional capacity of patients before treatment and 6 months after arthroplasty were studied.

The following generalizations can be made based on the studies of walking parameters in patients with gonarthrosis. Before treatment for osteoarthritis of the knee joint, patients have a walking disorder that looks like asymmetry of steps. There is a decrease in the time of support on the foot of the diseased limb, as well as an increase in the time of transfer of the foot of the diseased limb. This is confirmed by the Single Support parameters and the relative Stance indicator, foot transfer time,

respectively, Step time and Cycle step time, as well as Single and Double Support indicators. An attempt to increase the speed of movement during the examination causes an increase in movement on a relatively healthy limb in the form of an increase in step length and a decrease in foot transfer time of the diseased limb.

After surgery, changes in walking parameters in patients occur as follows: an increase in the time of support on the prosthetic limb, a decrease in the time of support on the opposite foot, and, consequently, an increase in the symmetry of steps.

Before treatment, the functional walking score of patients has a wide range of values - from 47%, which indicates an unsatisfactory condition, to 99% - a good result. This is due to the condition of patients who sought treatment at an early stage of the disease and whose gait changes have not yet acquired pathological signs. In case of prolonged course, patients develop erroneous habits of movement. According to the statistical analysis, patients had an average increase in FAP. In patients whose FAPS was more than 95% one year after knee arthroplasty, its decrease was noted, but not lower than 94%. In patients whose functional score was rated as unsatisfactory, it increased to 70% (satisfactory). Elderly patients continued to use additional support when walking, which reduced the FAPS score, although the radiological result of arthroplasty was assessed as good.

Reduction of pain and restoration of limb resistance increases the walking functionality score. Osteoarthritis is a systemic disease and develops, as a rule, on both joints, and other skeletal structures are often involved in the degenerative process. Therefore, in elderly patients, FAPS after arthroplasty reaches satisfactory values. It should be noted that we examined patients after arthroplasty on one knee joint, and this does not always give the expected good result immediately.

Based on the biomechanical substantiation, rehabilitation measures were developed to restore gait symmetry and lower extremity muscle strength in patients after knee arthroplasty. An evaluation of the effectiveness of the proposed measures showed that the patients' knee joint flexion angle averaged $(110\pm 5)^\circ$ reached the required level (at least 110°) for the full functioning of the prosthetic knee, and the

flexion contracture angle was $(2\pm 2)^\circ$. Most patients refused additional support while walking. The proposed rehabilitation measures significantly improved the condition of patients after knee arthroplasty surgery by restoring the functionality of the prosthetic limb to perform daily exercises.

Key words: Osteoarthritis, knee joint, gonarthrosis, arthroplasty, walking, treatment, rehabilitation, contracture, muscle strength, mathematical modeling, biomechanics of walking, pattern.

Список наукових праць, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. Фіщенко, В.О., Обейдат Халед. (2022). Робота м'язів нижньої кінцівки за умовизгинальної контрактури колінного суглоба. Травма, 23(2), 17-24. *(Фахове видання України).*

2. Обейдат Халед, Карпінська, О.Д., Московко, Г.С. (2021). Особливості ходьби хворих з остеоартрозом колінного суглобу до та після ендопротезування за даними системи GaitRite. Травма, 22(6), 10-18. *(Фахове видання України).*

3. Фіщенко, В.О., Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська, О.Д. (2022). Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу. Травма, 23(1), 66-71. *(Фахове видання України).*

4. Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська, О.Д. (2023). Інтегральна оцінка якості ходьби хворих на гонартроз до та після ендопротезування. Травма, 24(1), 20-23. *(Фахове видання України).*

Список наукових праць, які додатково відображають наукові результати дисертації:

5. Тяжелов, О.А., Карпінський, М.Ю., Карпінська, О.Д., Браніцький, О.Ю., Обейдат Халед. (2020). Патологічні постуральні патерни

за умов тривалогоперебігу остеоартрозу суглобів нижніх кінцівок. Ортопедія, травматологія та протезування, 1(618), 26-32. *(Огляд літератури)*.

6. Карпінська, О.Д., Обейдат Халед. (2023). Робота м'язів, відповідальних за функціонування стопи в умовах контрактури колінного суглоба. Ортопедія,травматологія та протезування, 1, 49- 54. *(Фахове видання України)*.

7. Обейдат Халед, Карпінська, О.Д. (2021). Остеоартроз колінного суглоба. Етіологія, лікування, реабілітація (аналітичний огляд літератури). Травма, 22(3), 5-11. *(Огляд літератури)*.

Список наукових праць, які засвідчують апробацію дисертації:

8. Фіщенко В.О., Браніцький О.Ю., Обейдат Халед, Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. (2019). Концептуальна модель розвитку патологічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу. Матеріали IV Всеукраїнської конференції «Актуальные вопросы лечения патологии суставов и эндопротезирования» (Запорожье-Приморск, 12-14 сентября, 2019). С.84-85. *(Тези)*.

9. Фіщенко В.О., Обейдат Халед, Карпінська О.Д. (2019).Біомеханічні особливості ходьби хворих на гонартроз з контрактурами колінного Суглоба. Матеріали 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 (19-20 вересня 2019 р., Дніпро) – Дніпро: «Ліра», С 10-11. *(Тези)*.

10. Фіщенко В.О., Обейдат Халед, Тяжелов О.А., Карпінська О.Д. (2019). Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах колінного суглоба. Збірник наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України (Івано-Франківськ, 9-11 жовтня 2019 р.), С 191. *(Тези)*.

11. 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. Пироговский форум с международным участием, посвящённый памяти профессора В.И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» Юбилейная научно-образовательная конференция железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвящённая 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД» (24-25 октября 2019, Москва): Материалы. С 273. (Тези).

12. Тяжелов О.А., Карпинская Е.Д., Обейдат Халед. (2021). Робота м'язів колінного суглоба при обмеженні його функціональності. Матеріали п'ятої всеукраїнської науково-практичної конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя, 2-4 вересня 2021. С80-81. (Тези).

ЗМІСТ

	Стор.
Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів.....	14
Вступ	15
РОЗДІЛ 1. Остеоартроз колінного суглобу та вплив ендопротезування	
на відновлення фізіологічної ходьби.....	21
1.1. Роль колінного суглоба у прямоходінні людини	21
1.2. Епідеміологія остеоартрозу колінного суглобу	23
1.3. Ускладнення ендопротезування колінного суглобу	28
1.4. Реабілітація. Особливості та складнощі.....	33
1.5. Фізіологія ходьби.....	36
1.6. Моделювання процесів ходьби. Методи і засоби	39
РОЗДІЛ 2. Матеріали та методи.....	43
2.1. Матеріали дослідження.....	43
2.2. Методи дослідження.	43
2.2.1. Концептуальне моделювання.....	43
2.2.2. Математичне моделювання	44
2.2.3. Біомеханічні дослідження ходьби (GAITRite).	44
2.2.4. Статистична методи дослідження.....	50
РОЗДІЛ 3 Моделювання розвитку патологічного патерну ходьби	
людини при тривалому перебігу остеоартрозу	
колінного суглобу.....	52
РОЗДІЛ 4 Моделювання ходьби при контрактурах колінного суглоба	69
РОЗДІЛ 5 Особливості ходьби хворих з остеоартрозом колінного	
суглобу до та після ендопротезування	
(клінічні дослідження за даними системи GaitRite)	82
РОЗДІЛ 6. Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після	

тотального ендопротезування колінного суглобу.....	107
6.1. Реабілітаційні заходи ведення хворих до та після ендопротезування колінного суглобу.....	107
6.2. Обґрунтування спеціальних фізичних вправ на пізніх етапах реабілітації хворих після ендопротезування колінного суглобу..	111
6.3. Аналіз ефективності програми реабілітації по відновленню симетричності ходьби.	115
Висновки	119
Список використаних джерел.....	122
ДОДАТОК А	151
ДОДАТОК Б.....	154

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

ВООЗ	– Всесвітня організація охорони здоров'я
ГА	– гонартроз
ЗЦМ	– загальний центр мас
КС	– колінний суглоб
ЛФК	– лікувальна фізична культура
МОЗ	– Міністерство охорони здоров'я
ОА	– остеоартроз
ОРС	– опорно-рухова система
ТЕП	– тотальне ендопротезування
ЦНС	– центральна нервова система
NIH	– National Institutes of Health
FAP(s)	– Functional Ambulance Perfomans Score (Функціональна здатність пересування)

ВСТУП

Актуальність теми. Остеоартроз (ОА) відноситься до дегенеративних захворювань, при яких частіше вражаються суглоби нижніх кінцівок. Захворювання характеризується деструктивними і гіперпластичними змінами суглобових кінців кісток та проявляється болем, дефігурацією суглобів й прогресуючим порушенням їх функції. За даними епідеміологічних досліджень, на ОА хворіють 10–20% населення планети, в 10% випадків захворювання є причиною стійкої втрати працездатності. Сьогодні ознаки ОА виявляють у 50% українців віком понад 65 років і в 80% осіб старше 75 років, причому серед хворих на ОА серед осіб молодого віку переважають чоловіки, а літнього віку — жінки [32]. Часто гонартроз діагностується у людей молодого віку як посттравматичне ускладнення.

Ендопротезування є «золотим стандартом» лікування дегенеративних захворювань суглобів, у тому числі колінного, яке направлене на відновлення функціональності суглобів, усунення больового синдрому, підвищення функціональності людини. Але проблема ускладнень, причина яких закладається ще при перебігу хвороби, залишається невирішеною [107, 227]. Одним з найпоширеніх ускладнень після ендопротезування колінного суглобу є збереження контрактур.

За даними огляду літератури [107, 227], зростання кількості операцій ендопротезування колінного суглобу, супроводжується збільшенням кількості післяопераційних ускладнень, серед яких контрактури становлять 5–7 %.

Згідно ВООЗ, критеріями, які характеризують ефективність реабілітації пацієнтів з гонартрозом, є якість життя хворого. Контрактури колінного суглоба, які збереглися чи розвинулися після ендопротезування є проблемою як пацієнта, так і лікаря. Вони часто бувають болісними та значно погіршують функціональний та психічний стан хворих.

Наведені дані окреслюють актуальність та соціально-економічну значущість вивчення питань профілактики розвитку контрактур після ендопротезування колінного суглобу, та розробки заходів з їх лікування.

В межах багатогранної проблеми розвитку ускладнень після ендопротезування, є розуміння процесів, які відбуваються при перебігу гон-артрозу і які стають тим механізмом гальмування нормального відновлення функції суглоба. За даними літератури [102] було з'ясовано, що операція ендопротезування суглобу само по собі не може в повній мірі вирішувати всі аспекти функціонального відновлення суглобів. Для кращого вирішення проблеми необхідно враховувати низку даних які оцінюють стан пацієнта до операції, особливості його рухової активності, образа життя, тощо. Причини виникнення післяопераційних контрактур мають багатофакторну природу, це можуть бути і операційні помилки такі як хибне положення компонентів ендопротезу, так і анатомічні проблеми – слабкість м'язів нижньої кінцівки, порушення анатомічних співвідношень колінного суглоба, які розвилися внаслідок хвороби чи травми.

Таким чином, актуальним є проведення наукового дослідження, спрямованого на виявлення причин, які призводять до виникнення контрактур колінного суглоба після його ендопротезування, а також розробку реабілітаційних заходів у ранньому післяопераційному періоді.

Мета роботи: Вивчити вплив обмеження рухливості колінного суглоба у пацієнтів з остеоартрозом колінного суглоба на формування патологічної ходьби після ендопротезування.

Завдання дослідження:

1. За даними літератури визначити анатомічні, біомеханічні та локомоторні особливості ходьби хворих з дегенеративним захворюванням колінного суглоба.

2. Розробити концептуальну модель формування патологічної ходьби при гонартрозі.

3. На математичні моделі визначити вплив обмеження рухів колінного суглоба на зміну роботи м'язів нижньої кінцівки при ходьбі.

4. Провести дослідження на клінічному матеріалі біомеханічних параметрів ходьби хворих на гонартроз до та після ендопротезування (GateRite).

5. Розробити комплекс реабілітаційних заходів хворих після ендопротезування колінного суглобу та оцінити ефективність їх застосування.

Об'єкт дослідження: формування патологічного патерну ходьби при тривалому перебігу гонартрозу та вплив реабілітаційних заходів на відновлення симетричності ходьби після ендопротезування.

Предмет дослідження: силові характеристики м'язів нижньої кінцівки в умовах обмеження рухливості колінного суглоба, параметри ходьби хворих на гонартроз до та після ендопротезування.

Матеріали і методи. Концептуальне моделювання розвитку контрактур при тривалому перебігу остеоартрозу колінного суглобу. Математичне моделювання ходьби з обмеженням рухливості в колінному суглобі. Біомеханічні дослідження ходьби пацієнтів до та після ендопротезування. Статистичні методи обробки отриманих даних клінічних досліджень.

Наукова новизна отриманих результатів. Розроблена та підтверджена концепція формування патологічної рухової звички при тривалому перебігу дегенеративного захворювання суглобів. На математичній моделі показано вплив обмеження рухливості колінного суглобу на зміну функціональності м'язів нижньої кінцівки та вплив означених факторів на параметри ходьби хворих на гонартроз. Визначені основні маркери доопераційного функціонування колінного суглобу, які можуть бути причиною розвитку контрактур після ендопротезування.

Особистий внесок здобувача. Згідно теми дослідження автор самостійно проаналізував наукові публікації та патентну інформацію. Самостійно розроблено програму досліджень хворих та критерії їх відбору для

дослідження. Безпосередньо приймав участь в клінічних обстеженнях хворих, розробці математичних моделей. Автором проведено статистичний аналіз результатів клінічних обстежень пацієнтів. Разом з науковим керівником проводив аналіз результатів досліджень, сформулювання висновків та практичних рекомендацій. Автор забезпечував впровадження практичних рекомендацій в медичну практику.

Наукові дослідження виконані в Вінницькому національному медичному університеті ім. М.І. Пирогова МОЗ України: дослідження параметрів ходьби хворих – на кафедрі нервових хвороб у співпраці з доцентом канд.мед.наук Г.С.Московко; математичне та динамічне моделювання – в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» за консультативної допомоги д.м.н., проф. О.А. Тяжелова, н.с. М.Ю. Карпінського, н.с. О.Д. Карпінської

Практична значущість роботи. Розроблені нові методи оцінки функції опорно-рухової системи хворих на гонартроз та система прогнозування післяопераційних контрактур. Розроблена спеціалізована реабілітаційна програма для відновлення рухливості колінних суглобів та відновлення рухової активності у пацієнтів після ендопротезування.

Розроблений курс реабілітації пацієнтів після ендопротезування колінного суглоба впроваджено в практику навчального процесу кафедри ортопедії та травматології Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова; а також у лікувальний процес КНП «Вінницької міської клінічної лікарні швидкої медичної допомоги».

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» (державна реєстрація 0115U007095). Автором проведено патентно-інформаційне

дослідження, аналіз наукової літератури, розробка програм клінічних досліджень, формування груп пацієнтів. Приймав активну участь в біомеханічному обстеженні хворих.

Особистий внесок здобувача. Автор провів вибірку наукових публікацій, які стосуються контрактур колінного суглоба після первинного ендопротезування та проаналізував весь матеріал. Запропонував реабілітаційні заходи задля відновлення функції нижньої кінцівки при контрактурах колінного суглоба після первинного ендопротезування, взяв активну участь у виконанні біомеханічного дослідження, яке довело ефективність реабілітаційних заходів у хворих з контрактурами колінного суглоба після ендопротезування. Самостійно проаналізував отримані результати клінічних обстежень пацієнтів з контрактурами колінного суглоба.

Апробація матеріалів дисертації: Результати дисертаційного дослідження були доведені на IV Всеукраїнської конференції «Актуальные вопросы лечения патологии суставов и эндопротезирования» (Запорожье – Приморск, 12-14 сентября, 2019), IV Українському симпозиумі з біомеханіки опорно-рухової системи (19-20 вересня 2019 р., Дніпро), XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України (Івано-Франківськ, 9-11 жовтня 2019 р), Пироговському форумі з міжнародною участю, присвяченому пам'яті професора В.І. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» Юбилейная научно-образовательная конференция железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвящённая 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД» (24-25 жовтня 2019, Москва), V всеукраїнській науково-практичній конференції (Запоріжжя, 2-4 вересня 2021).

Публікації. Матеріали дисертації в достатньо повному обсязі викладено у 12 наукових роботах, в тому числі 7 статтях, які опубліковано в наукових журналах, що входять до затвердженого ДАК України переліку наукових видань; 5 тез та доповідей у матеріалах вітчизняних і міжнародних з'їздів, конгресів та конференцій.

Структура та обсяг дисертації. Дисертація побудована за класичною формою і складається зі вступу, чотирьох розділів власних досліджень, висновків, списку використаної літератури та додатків. Роботу викладено на 159 сторінках машинописного тексту, ілюстровано 36 рисунками, вміщено 15 таблиць. Список літератури включає 229 джерел – 64 джерела кирилицею 165 – латиницею.

РОЗДІЛ 1

ОСТЕОАРТРОЗ КОЛІННОГО СУГЛОБУ ТА ВПЛИВ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ НА ВІДНОВЛЕННЯ ФІЗІОЛОГІЧНОЇ ХОДЬБИ

Остеоартроз (ОА) відноситься до дегенеративних захворювань, при яких частіше вражаються суглоби нижніх кінцівок. ОА характеризується дегенеративними і гіперпластичними змінами суглобових кінців кісток та проявляється болем, дефігурацією суглобів й прогресуванням порушення їх функції [26]. Остеоартрозом (ОА) страждає кожен п'ятий житель Землі, це захворювання є найбільш розповсюдженою патологією опорно-рухової системи у всіх регіонах планети [220].

1.1 Роль колінного суглоба у прямоходінні людини

Еволюція людини для прямоходіння привела до морфологічних змін скелету, включаючи зміни у розташуванні, розмірах та форми кісток стопи, стегна, коліна, орієнтації хребта [63, 172].

Для підтримки прямоходіння стопа еволюціонувала збільшенням п'ятки, нижня кінцівка людини перетворилася в платформу для здатності підтримувати вагу тіла. Для зменшення навантаження на стопі утворилася арка, на відміну від стопи приматів, у яких стопа пласка.

Кульшові суглоби збільшилися по товщині та зменшилися по довжині також для здатності підтримки більшої ваги. Крім того, вертикальна постава та ходьба змушує тіло балансувати на шароподібному кульшовому суглобі, тому розташування хребта ближче до кульшових суглобів дає можливість витратити менше енергії для підтримки рівноваги. Клубова кістка стала короткою та широкою, одночасно таз розгорнувся, що одночасно збільшило площу для сідничних м'язів для стабілізації торсу. З переходом до прямоходіння збільшилася

роль сідничних м'язів, яка стала одною з самих великих м'язів в організмі.

Колінні суглоби також збільшилися через необхідність підтримки збільшеної ваги, кут розгинання при ходьбі зменшився, змінилася форма колінного суглоба, яка дозволяє повне його розгинання. При ходінні колінні суглоби знаходяться безпосередньо під тілом, не виходячи за межі проекції тіла, що також допомагає у збереженні балансу. Збільшення довжини ніг по мірі розвитку прямоходіння привело до змін в роботі м'язів, й зміні передачі зусиль при ходьбі. Збільшення довжини нижніх кінцівок дає можливість при ходьбі використовувати ефект маятника, що усуває необхідність залучення додаткових м'язів для переміщення протилежної кінцівки для наступного кроку.

Хребет отримав подвійний вигін: верхній (грудний) вигін назад та нижній (поперековий) – вперед. Наявність подвійного вигину переміщує проекцію центру мас тіла безпосередньо між стопами, що значно економить енергію при ходьбі та стоянні.

Колінний суглоб - рухоме з'єднання стегнової кістки з великогомілковою кісткою гомілки і надколінком (колінна чашка). За формою і напрямками рухів є складним блоко-обертальним суглобом.

Колінний суглоб сформований з двох довгих кісток: стегнова і великогомілкова, в передній частині колінного суглоба розташований надколінок. Надколінок розташовується в товщі зв'язок, ковзає по патело-фemorальному поглибленню і стабілізує суглоб при згинаннях/ розгинаннях, запобігаючи зсув кісток убік. Додаткова стійкість колінного суглоба забезпечується зв'язками: поперечною і хрестоподібними, які розташовані всередині колінного суглоба; бічними - велико-і малоомілковою; задніми – дугоподібною, підколінною, що підтримують (2 бічні і 1 центральна) і надколінка.

Виростки стегнової кістки покриті суглобовим хрящем, утворюють суглобову поверхню та контактують з плоскою поверхнею великогомілкової кістки - великогомілкове плато, яке складається з медіального та латерального

великогомілкових плат. Товщина суглобового хряща в колінному суглобі становить близько 5-6 мм. Кісткове зчленування оточує навколосуглобова капсула, сухожилля мають власні над-, межі близько сухожильні синовіальні сумки [222, 225].

Так як коліно відчуває величезні осьові навантаження, то для захисту поверхонь кісток суглоба є меніски - своєрідні амортизатори з хрящової тканини. Меніск має форму півмісяця і при русі змінює свою форму. Разом зі зв'язками і навколосуглобовими капсулами вони стабілізують весь колінний суглоб. Додатковий захист суглоба забезпечує складчаста внутрішня синовіальна мембрана. Жирова тканина в ній виконує буферну роль [179, 222].

Коліно здійснює рух по 2 осях: у фронтальній - розгинання / згинання; по вертикальній - обертання. У різних положеннях суглоб відрізняється по анатомічній класифікації: в розігнути стані він є блокоподібним, а по мірі згинання переходить у кулястий. При спробі повернути розігнутий колінний суглоб навколо вертикальної осі можлива травма менісків. При розгинанні значна частина суглобової поверхні стегнової кістки контактує з менісками, а в зігнутому положенні цей контакт мінімальний. По мірі згинання площа контакт в суглобі між стегноюю і великогомілковою кістками різко скорочується. У зв'язку з цим в суглобі є складний зв'язковий апарат. Відносно невелике механічне порушення в роботі суглоба здатне перевантажити його структури. Рухові функції колінного суглоба забезпечені різними групами м'язів – згиначами та розгиначами. Порушення функцій будь-якого з цих елементів обов'язково спричинить за собою загальну зміну механізму роботи суглоба [179].

Складна анатомія, кінематика і динаміка коліна обумовлює високу частоту його травмувань і захворювань.

1.2 Епідеміологія остеоартрозу колінного суглобу

Згідно епідеміологічних досліджень на долю ОА припадає 10 -20% всіх випадків захворювань ОРА. Серед суглобної патології ОА становить 60 - 80%

[8], з віком частота зустрічаємості патології збільшується. У загальній структурі захворювань колінного суглоба ОА становить 57,8 % від загальної кількості патологій. Найбільш часто зустрічаються такі захворювання: гонартроз – 30,3 %, при цьому у загальній кількості захворювань на його долю припадає 52,4 % випадків: бурсити, синовіти, кісти, періартрити – по 7,7 % (13,3 %, відповідно); хондропатії та остеохондрит – 5,9% (10,13 %, відповідно), інші захворювання представлені 3,4 % (5,8 %) [12, 32, 62].

Актуальність проблем гонартрозу обумовлена не тільки його широкою розповсюдженістю, а й високим ризиком розвитку обмежень функції колінних суглобів, що супроводжується значним зниженням якості життя пацієнтів і нерідко призводять до часткового порушення працездатності або стійкої інвалідизації хворих [4, 20, 100]. За даними М.І. Трофимовича [39] частота втрати працездатності при захворюваннях суглобів складає до 30 %, у тому числі 14,6% припадає на остеоартроз колінних суглобів зі стійким негативним прогнозом перебігу.

Збільшення кількості хворих остеоартрозом відмічається зі збільшенням віку – після 50 років в кожній другій людині відмічаються прояви ОА, після 70 років ОА виявляють у 80-90 % людей. Серед жінок хвороба проявляється в 2 рази частіше, ніж чоловіки [57, 58].

В сім'ях хворих ОА зустрічається в 2 рази вище, ніж в середньому по популяції. 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 [27, 102].

Серед осіб старше 50 років ОА сягає 27%, а старше 65 – 97%. Відмічають статеву та вікову детермінованість захворювання: гонартроз частіше спостерігають у жінок старше 50-55 років, однобічний коксартроз – у чоловіків до 50 років, двобічний – у жінок після 70 років [101]. На долю жінок, які страждають на ГА, приходить біля 70% числа хворих первинним ОА [180, 119]. В популяційних дослідженнях визначено, що ГА серез жінок зустрічався в

15 % популяції, у чоловіків захворювання відмічалось в 2 рази менше [193], але за іншими даними відмічається, що частота ГА у чоловіків до 60 років вище, а для жінок зростання починається після 65 років [148].

Вважається, що остеоартроз є віковою хворобою, але в останні роки хвороба відмічається у людей більш молодого віку. Дослідники все частіше виявляють ознаки гонартрозу у молодих працездатних людей [23, 59], у тому числі спортсменів [181]. За даними літератури, 58 % хворих на ГА, що перенесли операцію артропластики, були молодше 60 років [21].

ГА має значні гендерні особливості перебігу, з якими пов'язані тяжкість, темпи прогресування захворювання і поширеність артикулярного патологічного процесу. У чоловіків частіше зустрічаються кісти Бейкера, трабекулярні набряки в виростках стегнової і великогомілкової кістках, лігаментоз, зміни передньої хрестоподібної зв'язки, перілігаментит, а у жінок - субхондральний склероз, зміни заднього рогу медіального меніска, остеокистоз і внутрішньосуглобові тіла Гоффа. ГА властивий віковий диморфізм перебігу захворювання, який проявляється дисперсійним впливом і зв'язком віку в момент обстеження, маніфестацію патологічного процесу з поширеністю суглобового синдрому, рентгенологічної стадією і ступенем активності хвороби, частотою формування остеофітоза, остеокистозу, епіфізарного остеопорозу, остеоузур, інтраартикулярних хондромних тіл, змін переднього роги латерального меніска, передньої хрестоподібної і медіальної колатеральної зв'язок. [34].

Досі остеоартроз вважають хворобою похилого віку. Останнім часом ОА стали класифікувати як гетерогенну групу захворювань суглобів, які характеризуються фокальним руйнуванням хряща суглобів та патологічними змінами в структурі субхондральної кістки, утворення остеофітів, а також розвиток супутніх уражень інших компонентів суглоба [158]. Розвиток ОА лежить від взаємодії багатьох факторів, таких як дегенеративні зміни суглобних структур, що обумовлені віком, генетичної схильності, надмірного

навантаження, метаболічних порушень, що змінюються з катаболічних процесів на анаболічні [151].

Фактори ризику. Основні фактори ризику розвитку ОА: генетично-зумвлені, набуті впродов життя, вплив зовнішнього середовища.

Генетично-зумвлені фактори – жіноча стать, синдром Стиклера (дефекти гену колагену типу II) [19], вроджені вади кісток та суглобів, а саме фронтальні деформації колінних суглобів, дислокація стегна, дисплазії, сколіоз, кіфоз, гіперлордоз, плоскостопість, гіпермобільність суглобів.

Набуті фактори – похилий вік, надмірна вага (при індексі маси тіла 30-35 кг/м² ризик розвитку ОА зростає в 4 рази), дефіцит статевих гормонів в пост менопаузі у жінок [211], набуті захворювання кісток та суглобів операції на суглобах.

Одним з факторів розвитку гонартрозу є фронтальна деформація колінних суглобів. Причому у чоловіків частіше спостерігають варусну деформацію, а у жінок – вальгусну. Проведені DeFrate LE et al. [94] дослідження впливу вальгусної деформації колінного суглобу у жінок показали, що при значній вальгусній деформації є ризик розвитку тібіофemorального артрозу внаслідок зміни біомеханічних навантажень у суглобі. Впливу варусної деформації колінного суглобу присвячено більше робіт, в них доведено, що при таких деформаціях частіше розвивається медіальний гонартроз [71, 83, 169, 206, 127]. При однобічному ендопротезуванні колінного суглобу фронтальні деформації впливають не тільки на біомеханіку протилежного коліна, а й внаслідок порушення навантаження можуть негативно впливати на оперований суглоб, таких як розвиток нестабільності, формування кульгавості та ін.

До факторів зовнішнього середовища відносять: переохолодження, порушення екологічних факторів, вплив хімічних речовин, перевантаження суглобів (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) [101, 102].

Суглоби мають таку структуру: поверхні суглобів, суглобовий хрящ, що покриває суглобні поверхні; суглобова капсула, збудована з щільно волокнистої сполученої тканини та оточує кінці кісток й продовжується в накістницю. Суглобова капсула складається з товстої зовнішньої волокнистої фіброзної мембрани, внутрішньої тонкої синовіальної мембрани, що виділяє синовіальну рідину в порожнину суглоба. Суглобова порожнина має вигляд щілиноподібного простіру між суглобовими поверхнями кісток, замкнену суглобовою сумкою. Має позасуглобові та внутрішньосуглобові зв'язки. В колінному суглобі є суглобові диски та суглобові меніски.

В залежності від обсягу ураження тканин суглобу, виділяють 4 стадії артрозу колінного суглобу, визначаючи його симптоми [57]:

I – симптоми відсутні, але при рентгенологічному обстеженні виявляються незначні відхилення від норм – потоншення хрящу. Біль проявляє себе у вигляді легкого дискомфорту при підйомі по сходах, потім поступово наростає; ранкова скованість може тривати від кількох хвилин і більше.

II - відмічаються епізодичні болі під час фізичних навантажень, при ходьбі по сходах, довгому перебуванні у стоячому положенні, присіданнях. На рентгенограмах починають відмічати ознаки дегенерації, які проявляються звуженням суглобної щілини, проявою остеофітів та кальцифікацією латеральних зв'язок. В суглобі появляється хруст, який відрізняється різкістю та особовою тональністю, а також супроводжує больовими відчуттями, починає формування тугорухомості

III – біль постійна, навіть у покої, пацієнт не може пересуватися без додаткової опори; рентгенологічно відмічають значне звуження суглобної щілини, яке іноді буває асиметричним через пошкодження меніску, проявляються ознаки деформації суглоба, кісткові розростання, остеофіти. Помітно утруднюється згинання та розгинання колінного суглоба і часто супроводжується болем. З'являється деформація коліна, що формується в

наслідок зміни форм кісток та кісткових розростань, а також залучення у дегенеративний процес м'язів та зв'язок, до ускладнень додається запалення та набряк тканин, прогресує кульгавість.

IV - рух у суглобах унеможлиблюється, на рентгенограмах відмічається повне руйнування суглобового хряща і значна деформація поверхонь, збільшення кількості остеофітів. У важких випадках кістки зростаються між собою на останніх стадіях існування може розвинути анкілоз.

Ендопротезування широко використовується при лікуванні III-IV стадій остеоартрозу колінного суглобу. Головними атрибутами тотального ендопротезування є рухомість, стабільність та усунення болю, що стає перевагою перед іншими методами лікування: консервативними, які ефективні тільки на ранніх стадіях ОА, або артрорез, який усуває біль, але лишає суглоб рухливості [74, 84, 100].

Отже, показанням до ендопротезування колінного суглобу при дегенеративних захворюваннях є артрози і артрити в стадії повного руйнування та асептичні некрози.

Щодо протипоказань до ендопротезування, то їх можна поділити на абсолютні, які усунути неможливо, та відносні.

Також до протипоказань можна віднести такі стани: порушення рухової функції; ендокринні захворювання; декомпенсовані захворювання серця, легень, нирок; психічні розлади; наявність гнійних захворювань.

1.3 Ускладнення ендопротезування колінного суглобу

Збільшення загальної кількості операцій, а також зниження віку пацієнтів, яким проводять артропластику колінного суглобу, призводить до збільшення кількості ускладнень та незадовільних результатів. За даними літератури від 3,3 до 13,2 % пацієнтів скаржаться на незадовільні результати ендопротезування, у 0,5-3,5% випадків розвиваються інфекційні ускладнення,

у 3,2-5,6 % пацієнтів з приводу ускладнень проводять повторні втручання [74, 76, 129, 152]. Асептична нестабільність компонентів ендопротеза, контрактури, параартикулярний біль зустрічаються в 3-12% випадків [65, 209, 205, 112].

В останні роки деякі дослідники звернули увагу на таке ускладнення як гіперчутливість до металу при тотальному ендопротезуванні суглобів [64, 130], що викликало пошук нових матеріалів для ендопротезування [167], а також в протокол планування операції ендопротезування рекомендують вводити перевірку на чутливість організму до матеріалу ендопротезів та імплантатів.

За даними об'єднаних національних реєстрів тотального ендопротезування колінного суглобу на незадоволені результати операції скаржаться до 18,2% пацієнтів, найбільше через біль [31, 77].

Серед основних чинників, які призводять до виникнення ускладнень ТЕП КС виділяються ускладнення, пов'язані з самим оперативним втручанням (40% загальної кількості), серед них доля помилок під час встановлення ендопротезу становить 80 % випадків, ще 20 % становили випадки, які стосуються вибору інших способів лікування. Ускладнення, пов'язані з самим пацієнтом, склали 20% загальної кількості. [6, 138].

У 2017 році Naili J. et al. [175] провели аналіз скарг хворих у віддалені періоди після тотального ендопротезування КС та порівняли результати інструментальних досліджень хворих, які повідомляли про гарні результати щодо якості життя, покращили біомеханіку колінного суглобу при ходьбі з результатами хворих, що скаржилися на погані результати. Отже, не вважаючи на зменшення болю у всіх хворих, у хворих, які оцінювали результат лікування як хороший значно покращили біомеханіку ходи, у них збільшився обсяг рухів коліна, зменшився пік варусного відхилення коліна, зросла швидкість пересування. У хворих з негативним результатом, відмічали збільшення варусного відхилення коліна при ходьбі та не було значного покращення параметрів ходьби у порівнянні з доопераційним дослідженням.

Коллективом дослідників Женевського реабілітаційного центру Alice V. et

al (2015) [67] було визначено, що через три місяці після операції тотального ендопротезування колінного суглобу пацієнти пересуваються повільніше, швидкість рухів у суглобі значно менша, ніж в контрольній групі. Але спостерігається деякий прогрес щодо збільшення довжини кроку, швидкості ходьби та фронтального вирівнювання колінного суглобу у порівняння з результатами обстеження до операції.

Углублене дослідження ходьби хворих та ступінь покращення біомеханіки ходьби після ендопротезування колінного суглобу провели дослідники Школи реабілітації Шанхайського університету традиційної китайської медицини. По даним Xubo W. et al. (2017) [225] проведене 3D дослідження ходьби 18 хворих після тотального ендопротезування колінного суглоба показало, що оперована сторона має значно менший час опори на стопу та час одоопорної фази, а також подовжену фазу переносу стопи в порівнянні з іншою стороною. Під час ходьби оперована кінцівка має значно менший кут згинання колінного суглобу під час часу розмаху та більший кут згинання коліна та вальгусне відхилення під час одноопорної фази кроку, ніж неоперована кінцівка. Була помірна та значна кореляція між характером ходи та динамічною руху коліна. Дослідники виявили, що після ТЕП колінного суглобу порушення ходьби пов'язані з порушенням згинання колін у фазі переносу та зменшеним розгинанням у фазі стояння, а також збільшенням діапазону вальгуса [224].

Ці ж дослідники [219] пізніше показали, що між просторово-часовими параметрами оперованої сторони ноги та оцінкою WOMAC під час ходи існує помірна негативна кореляція, та висока кореляція між оцінкою WOMAC та максимальним кутом згинання коліна при переносі стопи та кутом вальгуса в фазі центральної стойки, без урахування довжини кроку та швидкості руху вперед. Інші параметри ходьби значущо корелювали з показником якості життя за SF-36. Результати дослідження показали, що означені параметри просторової орієнтації колінного суглобу при ходьбі одразу після операції можна

використовувати як ефективні показники для оцінки післяопераційної функції коліна та ефективності реабілітації якості життя після операції ендопротезування колінного суглобу.

Після одностороннього ТЕП КС навантаження у фронтальній площині на протезоване коліно залишаються патологічними у віддаленому періоді. Дослідники Debbi EM et al. (2015) [93] припустили, що неопероване коліно має більші навантаження у фронтальній площині після ТЕП. Завданням цього дослідження було порівняти схеми навантаження обох колін після одностороннього ТЕП КС до та після операції. Було визначено, що у фронтальній площині ТЕП КС зменшує навантаження на опероване коліно і не погіршує навантаження на притилежному, таким чином, терапія після ендопротезування повинна зосереджуватися на збереженні меншого моменту аддукції в оперованому суглобі та запобіганні погіршення характеру навантаження в неоперованому суглобі.

Відомо, що після ТЕП КС пацієнти відмічають м'язову слабкість. Ardestani M.M. та Moazen M. (2016) [69] проаналізували роботу м'язів та колінних суглобів при різних м'язових порушеннях та визначили мінімальні вимоги до м'язової сили, необхідні для збереження моделей ходи після ТЕПКС ТКА. Моделювання і аналіз проводили з використанням статистичного підходу для оцінки форм хвилі ходи, тобто просторового відображення параметрів ходьби. Результати цього дослідження містять клінічно важливі пропозиції: м'язи згиначів стегна та підшови компенсували слабкість розгиначів стегна; підшовно-згинальні м'язи гомілковостопного суглоба, привідні м'язи стегна та розгиначі кульшових суглобів компенсували слабкість згиначів стегна; слабкість розгиначів коліна та згиначів коліна компенсувалась м'язами розгиначів та розгиначів стегна.

Paterson K.L зі співавторами (2017, 2018, 2020) провели низку досліджень по вивченню впливу статі та ваги (ожиріння) на результати ТЕП КС при остеоартрозі. Дослідники вивчали просторові показники ходьби хворих до

[186] ТЕП КС, що планується, та через 6 місяців та 2 роки. До ендопротезування було визначено, що у чоловіків був високий абсолютний момент приведення коліна та вертикальної сили на опору в порівнянні з жінками, різниця параметрів між чоловіками та жінками залишалася після коригування на ваго-ростовий показник. Вага тіла та ожиріння не впливала на біомеханіку колін, і була близькою між групами. Наявність надлишкової маси тіла не оказувала негативного впливу на кінематику суглоба та силові взаємовідношення.

Через 6 міс. після заміни колінного суглоба автори проаналізували результати ходьби тих самих хворих [187]. Було визначено, що на зміну біомеханіки ходи після артропластики впливає стать, а не ожиріння. У жінок після ТЕП КС ходьба помітно покращується, у чоловіків - зберігається порушення ходи.

Через 2 роки після ендопротезування дослідження підтвердили [185], що саме стать впливає на зміну біомеханіки ходьби, а не зайва вага. Через 2 роки у чоловіків спостерігався більший варусний кут при ходьбі, але біомеханіка ходьби через 2 роки між групами з доопераційними ознаками ожирінням та без нього не відрізнялася.

Схожі дані були отримані Phinyomark A et al. (2016) [190], жінки з гонартрозом та здорові показали помітно більші кути відведення КС та стегна у порівнянні з чоловіками тих же груп. При дослідженні параметрів ходьби була знайдена статичтно значуща різниця між гендерними групами. Ці результати, за думкою авторів передбачають, що при дослідженні біомеханічної етіології ОА колінного суглобу треба мати на увазі стать пацієнта, для розробки протоколів діагностики, лікування та реабілітації з урахуванням гендерного фактору.

Результатом численних досліджень ходьби хворих після тотального ендопротезування колінного суглобу можна вважати висновок, зроблений дослідниками Aljehani M. et al. (2019) [68]. Однобічні симптоми при однобічному ТЕП КС спостерігаються частіше, рентгенологічно у більшості

пацієнтів відмічають двобічний ОА. Оскільки неоперовану нижню кінцівку використовують для порівняння біомеханічних та клінічних результатів, треба вважати, що наявність остеоартрозу впливає на параметри руху в будь-якій кінцівці. Параметри ходьби через 6 та 24 міс. після одностороннього ТЕП КС було порівняно між двома групами пацієнтів: з одностороннім та двостороннім ОА. Визначено, що хворі з контралатеральним ОА коліна мають більш симетричну ходу, хоча вони порушені з обох боків. У пацієнтів з однією ГА було виявлені значущі різниці між параметрами кроків. Як вважають автори, симетричність рухів між кінцівками після ТЕП не можуть бути єдиним фактором оцінки відновлення руху, і необхідно враховувати стан контралатерального колінного суглобу.

Хірургія тотального ендопротезування колінного суглоба повинна включати передопераційне планування, яке включає специфічні для пацієнта біомеханічні характеристики. Хоча вивчено багато біологічних, морфологічних та функціональних відмінностей між чоловіками та жінками, досьогодні мало досліджені біомеханічні та нервово-м'язові відмінності колінного суглоба з остеоартрозом в залежності від статі, не вивчалися біомеханічні та нервово-м'язові реакції на операцію ендопротезування., специфічні для статі.

Astephen Wilson JL et al. (2015) [70] вивчали зміни в кінематиці та нервово-м'язових паттернах колінного суглобу при ходьбі до та через рік після ТЕП, пов'язані зі статтю. Було виявлена низка відмінностей унікальних для статі, які дозволяють передбачити різні прояви пізньої стадії гонартроза між чоловіками та жінками.

1.4 Реабілітація. Особливості та складнощі

За класичними даними ведення хворих на остеоартроз колінного суглобу, реабілітаційні заходи починають ще до операції ендопротезування. Основними лікувальними процедурами є фізіотерапевтичні. Фізіотерапія є важливою

частиною реабілітації після ендопротезування, але вплив фізіотерапії перед операцією мало вивчено. Дослідниками Каледонського університету (Глазго) (2015) було проведено систематизований пошук літературних даних щодо рандомізованих контрольованих дослідів (з 2004 по 2014 рр) щодо впливу передопераційної фізіотерапії на результати ТЕП КС у пацієнтів похилого віку [86]. Дослідники визначили недостатність доказів ефективності щодо передопераційної фізіотерапії, у порівнянні зі звичайним доглядом або її відсутністю.

До аналогічних висновків дійшли малайзійські дослідники у широкому рандомізованому дослідженні в 2016 р. щодо передопераційної фізіотерапії. Результати дослідження довели, що 6-тижнева передопераційна фізіотерапія не оказала помітного впливу на короткострокові функціональні результати після первинного ТЕП КС. [163].

Після операції ендопротезування в комплекс реабілітаційних заходів включають фізичні вправи, які направлені на відновлення м'язової сили і на виробітку правильної ходьби. Отже вивчення порушень, які відбуваються в перебігу ГА, дозволяють правильно спланувати реабілітаційні вправи, спрямовані на усунення патологічних патернів ходьби.

Групою фахівців-реабілітологів було проведено дослідження програми відновлення ходьби у хворих після тотального ендопротезування колінного суглобу. Вивчали найближчі та віддалені наслідки програми набутих навичок ходьби в порівнянні зі звичайною фізіотерапією, спрямовану на фізичну функцію, біль та сприйняття самоефективності. На результатах лікувальної фізкультури 57 пацієнтів було визначено, що програма відновлення ходьби мала кращий вплив на ходьбу, ніж фізіотерапевтичні заходи. Реабілітація, яка зосереджена на вивченні різних способів ходьби через практику дає біль помітні результат у пацієнтів після ТЕП [78]

Для відновлення повноцінної ходьби важливо корекція не тільки кутів згинання суглобів нижніх кінцівок, довжина та тривалість кроків. Важливу

роль відіграють динамічні параметри всієї рухової системи.

Рух тулуба є ще мало вивчений після повного ендопротезування коліна. Група японських вчених [84] аналізували періодичність руху тулуба, а саме кут, швидкість та зміщення його у просторі; параметри кроків - швидкість ходьби, довжина кроків та їх ширина; діапазон рухів суглобів нижніх кінцівок. Отримані дані були використані для створення програми відновлення ходьби після операції ендопротезування. Було встановлено, що максимальна швидкість зміщення тулуба була спрямована у бік, контрлатеральний протезованому, максимальне зміщення тулуба у бік протезування були зменшені, максимальна швидкість підйому тулуба на стороні протезування зросла, а максимальне зміщення тулуба на боці, протилежному протезуванню значно зменшилося у напрямку вгору-вниз. Відновлення аддукції стегна у фази опори зменшує фронтальне відхилення колін, сприяє зменшенню руху тулуба в сторону оперованої кінцівки. У ранній післяопераційний період зменшення коливання тулуба в коронарній площині є корисним для підтримання балансу тіла та запобігання падінням.

Після виписки з лікарні та проходження первинної необхідна подальша післяопераційна реабілітація для підтримання функціональності суглобів. Телереабілітація стає потенційним інноваційним підходом до відновлення рухів. Вченими Німеччини [97] у 2017 році була запропонована та зареєстрована програма телереабілітації 110 учасників після операції заміни колінного або кульшового суглобів. Програма передбачала проведення 3-місячного інтерактивного домашнього тренування з використанням телереабілітації. Учасники отримали користь від програми за всіма показниками, і на випадок успіху ця система була розширена на широке коло хворих.

Функціональне відновлення нижніх кінцівок є тривалим процесом, і необхідне стійке функціональне тренування.

1.5 Фізіологія ходьби

При дослідженні особливостей координації рухів нижніх кінцівок при локомоції у здорових людей було доведено, що різна хода відрізняється не тільки співвідношеннями фаз кроку, амплітудою рухів у суглобах й різною поведінкою ЗЦМ у фазі опори при ходьбі [201, 222], але характеризуються також специфічними патернами координації кутових змін осциляції сегментів кінцівки.

Наприклад, було показано, що координацію рухів сегментів нижньої кінцівки (стегно, гомілка, стопа) при ходьбі можна розглядати як комбінацію двох незалежних компонент (1.1):

$$\alpha_i(t) = W \cdot PC_j(t), \quad (1.1)$$

де W – коефіцієнти матриці 3×2 ;

PC_j – компоненти системи ($j = 1, 2$)

PC_1 – зв'язана з орієнтацією кінцівки в сагітальній площині (періодичні рухи стопи вперед – назад), PC_2 – вкорочення кінцівки у фазі переносу стопи (PC_1 й PC_2 пояснюють близько 96-99 % варіацій кутів [131]).

Друга компонента має особливе функціональне значення. Наприклад, мінімальна відстань від носка стопи до поверхні землі у фазі переносу становить лише десь від 5 до 10 мм [1, 221] і знаходиться під автоматичним контролем ЦНС для запобігання спотикань та падіння.

Коваріація кутів при ходьбі має суттєве значення як для забезпечення переміщення корпусу у фазі опори, так і для рухів кінцівки у фазі переносу, а також для точної постановки стопи на опорну поверхню. Траєкторія стопи у фазу переносу і її точна та правильна постановка на опору важливі як для забезпечення рівноваги, так і для стабільності ходьби. Динаміка руху стопи у фазі переносу підпадає визначеним правилам. Дослідження характеристик

біологічного руху вказує на загальні принципи управління кінцівками [108], у тому числі на коваріацію між швидкістю та кривизною траєкторії біологічного руху (закон степені двох третій) ('Two Thirds Power Law')¹⁾ [150]. Це правило руху було знайдено й досліджено для ритмічних рухів рук [150, 162, 208, 218], а потім для траєкторії рухів тіла при криволінійній ходьбі [215]. Воно могло вибігати з принципів оптимального управління [113, 118, 203, 213, 217] при цьому біомеханічні й нейрофізіологічні фактори можуть лежати в основі цієї залежності між кутовою швидкістю та кривизною, яка полягає в уповільненні руху по траєкторії, коли її кривизна збільшується.

Розміри тіла повинні враховуватися ЦНС при плануванні та виконанні локомоторних рухів. Відстань не визначається тільки зором, тому часто довжина кроку є важливим параметром для оцінки пройденого шляху [109, 168], і для точної постановки кінцівки при наявності перепонів або нерівної поверхні. Довжина кроку є базовим параметром для розрахунку пройденого шляху, але для його розрахунку треба враховувати реальну довжину сегментів кінцівки [106].

Таким чином можна передбачити, що тривала зміна схеми тіла (наприклад, вкорочення кінцівки внаслідок дегенеративного захворювання) призводить до зміни програми рухів, а проведене коригування (вирівнювання довжини), потребує поновлення схеми руху, і час на відновлення.

Кореляційний аналіз [92, 132] та біомеханічне моделювання, які було засновано на експериментально отриманих активаційних патернах [178], показав зв'язок чотирьох найбільш виражених основних компонент з генерацією сили м'язів при ходьбі. Компонента 1 (включає активацію розгиначів кульшового та колінного суглобів) вносить вклад в прийняття навантаження на ногу на початку фази опори, компонента 2 (розгиначі

¹⁾ Степенний закон двох третин, $= \gamma k^{-1/3}$, виражає стійкий локальний зв'язок між геометричними й часовими аспектами рухів людини, яка представлена кривизною k й швидкістю v з кусково-сталою γ . Цей закон еквівалентен руху з постійною швидкістю й є важливим прикладом рухової інваріантності [136].

гомільковостопного суглоба) пов'язана з прийняттям навантаження на ногу і відштовхування в кінці фази опори, компонента 3 і 4 (згиначі тазостегнового суглоба і тильного згинання надп'яtkово-гомількового суглоба, а також *m.erector spinae*) асоціюється зі стабілізацією корпусу і підняттям стопи на початку фази переносу і компонента 5 (двоголовий м'яз стегна) вносить вклад в уповільнення руху ноги в кінці фази переносу, підготовки до контакту з опорою і стабілізацію тазостегнового суглоба.

Цей підхід і аналіз був застосований і до тривимірної координації ходьби R.Neptune та його колегами [178], через те, що більшість м'язів нижніх кінцівок, залучених у рух в сагітальній площині, приймають участь у рухах в інших площинах. Так, наприклад, певна частина компонент 1, 4 і 5 (пов'язана з активацією *m.adductor magnus*) вносить вклад у прискоренні і стабілізації руху центру мас тіла у фронтальній площині. Компонента 3 у значній мірі визначається активністю м'язів спини, які випрямляють хребет (*m.erector spinae*). В цілому рух корпусу і кінцівок при ходьбі визначається виробництвом моментів сил в суглобах, яке впливає із залежності між функціонуванням нейронних керуючих структур центральної нервової системи і механічними факторами.

Оптимальна швидкість ходьби у дорослої людини (~5 км/ч) пов'язана з коливальним характером руху кінцівок у фазі переносу [170] і маятниковоподібним рухом центру мас в фазу опори [81, 201].

Таким чином, у відсутності зовнішніх збурень або нестійкості, м'язова активність необхідна тільки для протидії гравітаційним силам, для підтримки відповідної конфігурації руху кінцівок і «підкачки» частини механічної енергії, яка втрачається при кожному локомоторному циклі. Механічна (і метаболічна) енергія, головним чином, витрачається на переорієнтацію вектору швидкості центру мас тіла під час переходу від одного кроку до наступного кроку [145, 155] і для забезпечення осциляцій кінцівки у фазу переносу [160].

При ходьбі, центр мас тіла переміщується вгору і вниз при кожному

кроку відповідно до моделі оберненого маятника, і можливо, що м'язова активація синхронізується за часом з вершиною осциляцій. При бігу, кінетична і гравітаційна (потенційна) енергія тимчасово перетворюються в пружну енергію м'язів, сухожилків і зв'язок в першій половині фази опори і потім частково повертається в другій половині фази опори при відштовхуванні від опорної поверхні [104].

Механізми, які беруть участь у виборі пози, можуть істотно відрізнятися від механізмів, що компенсують відхилення від цієї пози. Звична конфігурація тіла зберігається в пам'яті і відтворюється на основі «почуття положення». Однак, важко визначити подібний «еталон» для багатоланкового кінематичного ланцюга. Складність у використанні конфігурації ланок тіла та кутів у суглобах в якості референтного положення полягає в наявності малих, але критичних деформацій стоп при відхиленнях тіла та навантаженні на стопи. При цьому варто відзначити, що помітна деформація м'яких тканин і склепінь стопи при нахилах тіла [116, 223] та вкорочення саркомерів м'язових волокон при загальному розтягуванні литкових м'язів [156] не дозволяють однозначно асоціювати зміни кута в надп'яtkово-гомiлковому суглобі з довжинами м'язів гомiлки і нахилами тіла.

1.6 Моделювання процесів ходьби. Методи і засоби

Математична модель - це наближений до реального об'єкту опис будь-якого класу явищ зовнішнього світу, виражений математичними символами. [24].

Математичне моделювання - це дослідження об'єкта практичне або теоретичне, при якому вивчається не сам об'єкт, а допоміжна штучна модель, що знаходиться у відповідності до об'єкта і здатна замінити його у відповідних обставинах, і дозволяє отримати інформацію про об'єкт, який досліджується [28].

За складністю математичні моделі руху нижніх кінцівок людини можуть бути розділені на три основні групи [142].

I група: моделі механізмів, що описують рух людини дуже спрощено, засновані на принципі дії зворотного маятника, які використовують в конструкції механізмів до двох пружин або демпферних елементів [135, 144, 202].

Так, метод контролю коливань таза, який представлено в роботі T.Otani et al. (2015) [183], призначено для накопичення і передачі енергії за допомогою використання пружин, що імітують нижні кінцівки людини. Тут передбачено управління кутом згинання у кульшовому та колінному суглобах за допомогою зусилля пружин. Рухи тазу змодельовані як плоскі переміщення.

II група: моделі багатоланкових механізмів, що дозволяють описувати руху нижніх кінцівок людини та окремих їх частин (п'ята, стопа, гомілка, коліно, стегно, тазостегновий суглоб і ін.) з досить великою точністю [216]. Дія одного з таких механізмів у фронтальній площині описано в роботі [154]. Механізм має 16 ступенів свободи і являє собою робота-гуманоїда WABIAN-2LL. Інший багатоланковий механізм, представлений в роботі [87], складається з 11 ланок стрижневого типу. Рух ланок в сагітальній площині описано за допомогою рівнянь Лагранжа другого роду.

III група: моделі, отримані експериментальним шляхом. Ці моделі, одержувані за допомогою вимірювальних систем різного типу, описують рух нижніх кінцівок людини під час ходьби. Такі математичні моделі найбільш наближені до реальних рухів людини, але вимірювальне обладнання, що використовується, як правило, має високу вартість, що робить отримання експериментальних моделей не завжди доцільним.

Модель тіла людини у вигляді перевернутого маятника стала вже класикою. Кількість розрахунків параметрів стояння для різних умов навантаження моделі від одноланкової [3] та триланкової [41] обчислюється сотнями. Але розрахунки, створені на основі цих моделей, незважаючи на складність

математичного апарату, не можуть в повній мірі проаналізувати реальні ситуації, тим більше не можуть змоделювати більшість патологічних станів.

Математичні моделі, які описують роботу окремих частин нижньої кінцівки (стегна, коліна, гомілки) створюються з метою визначення динаміки розвитку процесів при тих, чи інших станах ОРС. Вони здатні більше наблизитись до реального стану, але не можуть передбачити структури тканин, тонкощі кріплення і роботи м'язів.

З розвитком потужності розрахункових здібностей комп'ютерів, та розвиток візуального програмування, все частіше дослідники стали звертати увагу на програми здатні аналізувати динамічні моделі максимально наближені до оригіналу. Програмне моделювання сьогодні дозволяє з максимальною точністю за даними томограм відтворити біологічну структуру й форму будь якого органу, чи повного тіла людини. Інші програми здатні проаналізувати отриману модель, спланувати хірургічне втручання, змоделювати наслідки тих, чи інших маніпуляцій.

На сьогодні існує чимало таких програмних комплексів. Найбільш популярні з них OpenSim - вільно доступна програмна система, яка дозволяє створювати, обмінювати та аналізувати моделі скелетно-м'язової системи та динамічного моделювання руху, та Visual3D™ - програмне забезпечення для аналізу біомеханіки для даних 3D-зйомки руху. OpenSim більше орієнтована на дослідницькі та навчальні цілі [124], Visual3D™ - для практичних цілей діагностики та моделювання лікувальних заходів [123]. Visual3D™ - потужний діагностичний комплекс, який дозволяє аналізувати всю доступну інформацію про пацієнта – параметри ходьби, стояння, силові навантаження на поверхню, силу м'язів, міографію м'язів, ангиометрію суглобів, томографічні знімки, тощо. За даними томограм вивчити структуру тканин, визначити координати кріплення м'язів, розташування судин, і за отриманими даними створити повну математичну модель тіла пацієнта. Але розповсюдження цієї системи обмежено її високою вартістю.

Для дослідницьких цілей широко використовують програмний комплекс OpenSim, незважаючи на вільне розповсюдження цієї системи, вона забезпечує як професіональні можливості аналізу для моделей максимально наближених до оригіналу, так і моделювання умовних станів без прив'язки до конкретної ситуації. OpenSim дозволяє за допомогою спеціального програмного забезпечення, такого як MeshLab [122] використовуючи томографічні знімки зробити максимально наближену до оригіналу модель. Основне призначення OpenSim – є вивчення м'язового апарату людини при ходьбі, або інших рухах в нормі і при патологічних станах, моделювання поведінки системи в різних ситуаціях – стрибки, біг, носіння ваги та ін.

Огляд літератури показав, що питання позбавлення патологічних патернів ходи, набутих в результаті тривалого перебігу гонартрозу, є актуальним. При тяжких дегенеративні ураженнях колінного суглобу у хворих виникає важка зміна біомеханіки ходьби, яке є наслідком пристосувальних механізмів до неповноцінного функціонування суглобу. Ендопротезування покращує біомеханіку суглобу, але у більшості хворих залишається недостатність сили м'язів. У порівнянні зі статичним оглядом хворого, навіть за допомогою променевих методів діагностики, динамічний аналіз ходьби надає більше корисної інформації щодо функціонального стану людини.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Обейдат Халед, Карпінська О.Д. Остеоартроз колінного суглоба. Етіологія, лікування, реабілітація (аналітичний огляд літератури) // Травма. – 2021. - Т.22, №3. – С. 5-11. DOI: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.236317

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

2.1 Матеріали дослідження

Обстежено 23 пацієнта з гонартрозом III стадії. Вік хворих становив в середньому $(61,5 \pm 9,2)$ роки від 36 до 73 років. Обстежено 18 жінок та 5 чоловіків. У 13 хворих діагностовано двобічний гонартроз, у 7 – правобічний і у 3 – лівобічний. Обстеження проводили після одностороннього ендопротезування. У всіх хворих ендопротезування було первинним.

Оцінку ефективності реабілітаційних заходів щодо відновлення симетричності ходьби проводили шляхом порівняння результатів інструментального обстеження двох груп пацієнтів. До I групи (основна) увійшло 10 осіб, яким була проведена розроблена програма реабілітації, до II групи (контрольна) увійшло 8 пацієнтів, яким реабілітація не проводилася. Пацієнти II групи, які не проходили реабілітацію, були обстежені під час чергового контрольного огляду. Обстеження проводили на пристрої GaitRite.

2.2 Методи дослідження

2.2.1 Концептуальне моделювання

Концептуальне моделювання базується на метааналізі літературних джерел з наукових баз знань: Cochrane Library, Scopus, National Library of Medicine – National Institutes of Health, ReLAB-HS Rehabilitation Resources Repository, Mendeley Reference Manager, бібліотеки «The Physiological Society» та наукової літератури з фізіології та біохімії вітчизняних й закордонних авторів. Було проаналізовано 140 джерел і відібрано 50 джерел, у яких безпосередньо описано вплив дегенеративних захворювань на формування

нового патерну пересування людини. Інші джерела, які не були використані в огляді, розглядали генетичні та імунологічні зміни, які впливають на зміни уродженого патерну ходьби.

2.2.2 Математичне моделювання

Для аналізу параметрів ходьби використовували програму OpenSim 4.0. Програма дозволяє проводити дослідження ходьби при різних варіантах патологічного стану опорно-рухової системи та неврологічних вад. OpenSim створено Центром біомедичних обчислень NIN Стенфордського університету, що надає сучасні програмні продукти для динамічного аналізу ходьби та моделювання біологічних структур [166, 212, 226].

Для вивчення змін в роботі м'язів при тривалому перебігу дегенеративного захворювання колінних суглобів, в моделях обмежували рухливість колінного суглобу (правого) різного ступеня вираженості. В якості базової моделі взята модель gait2394 - 3D комп'ютерна модель, яка налічує 76 м'язів нижніх кінцівок та тулуба. Дана модель створена Anderson F.C. й Delp S.L. [96], є основою для моделювання різних станів кістково-м'язової системи людини. Базова модель являє собою об'єкт зросту 1,8 м з масою тіла 75,16 кг.

Було створено 4 моделі – з нормальним обсягом рухів та з обмеженням розгинання колінного суглобу на 10°, 15° и 20°. Аналізували м'язи правої нижньої кінцівки, порівнювали показники з даними базової моделі.

Оцінювали мінімально необхідну силу м'язів для здійснення нормального кроку.

2.2.3 Біомеханічні дослідження ходьби (GAITRite)

Обстеження проводили за допомогою системи GAITRite [105] (рис. 2.1) на кафедрі нервових хвороб Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова.



Рис. 2.1. Зовнішній вигляд системи GAITRite®.

Система GAITRite дозволяє отримувати три групи даних: просторові, що характеризують геометричні параметри кроків, часові, що описують тривалість інтервалів кроків та інтегральні параметри ходьби.

Основні поняття та терміни GAITRite, які використовують в розрахунках параметрів ходьби

Line of Progression (Лінія Прогресії) - лінія, що з'єднує центри п'ят двох послідовних відбитків стопи однієї ноги (рис. 2.2).

Heel Center (Центральна точка п'ятки) - точки A, D и G є центрами п'яток кожного з відбитків стопи.

Stride Length (Довжина кроку) - вимірюється по лінії прогресії між центрами п'яток двох послідовних відбитків однієї стопи (зліва-направо, справа-направо). На рис. 2.2 [AG] - довжина кроку лівої стопи. Одиниця

вимірювання - сантиметри.

Step Length (довжина кроку) – вимірюється як відстань від центру п'ятки однієї стопи до центру п'ятки сліду протилежній стопі. На рис 2.3 довжина відрізка [AX] - довжина кроку правою ногою, відрізок [YG] - довжина кроку лівою ногою. Цей показник може бути негативним, якщо суб'єкт не здатний перенести стопу вперед за точку п'ятки відбитку протилежної стопи. Одиниця вимірювань - сантиметри.

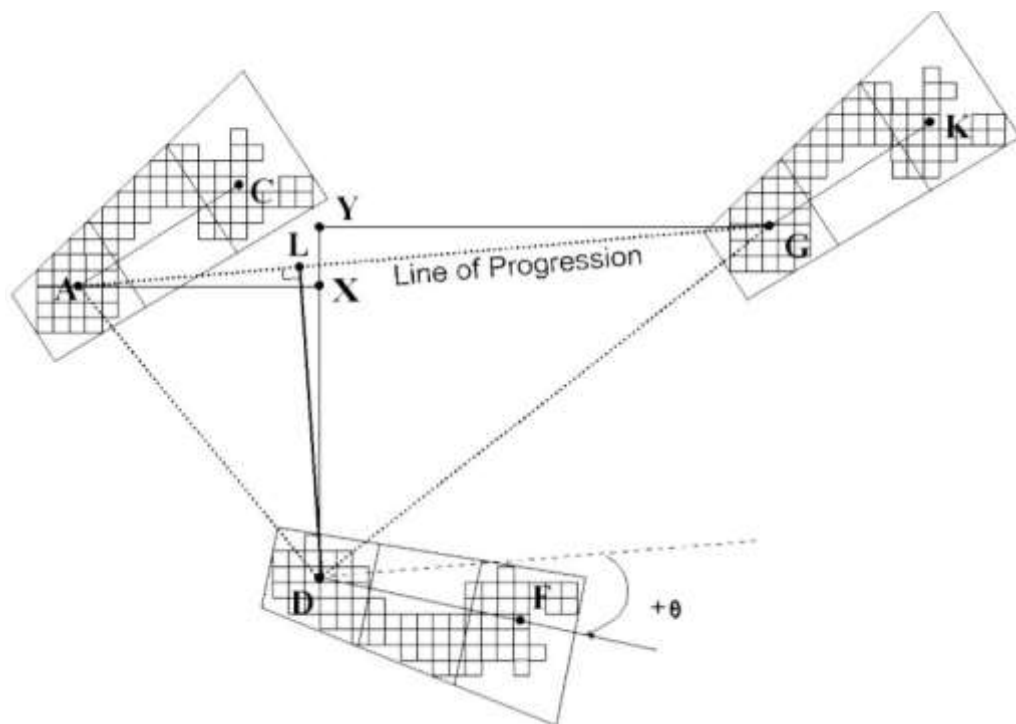


Рис. 2.2. Основні параметри оцінки даних GAITRite. Лінія прогресії представлена для кроку лівої кінцівки та з'єднує точки A та G.

H-H Base et Support or Base Width (Ширина опори) – відстань між відбитками протилежних стоп. Вимірюється як перпендикуляр до лінії прогресії, яка сформована кроком протилежної стопи. На рис. 2.3 висота трикутника ADG дорівнює відрізку [DL], який є базовою шириною правої стопи. Одиниця вимірювань - сантиметри.

Toe In / Toe Out (Кут розвороту стопи) – кут, сформований лінією прогресії та середньою лінією сліду (рис. 2.2, де кут θ сформований середньою

лінією правого сліду та лінією прогресії). Кут θ може дорівнювати нулю, якщо середня лінія сліду йде паралельно лінії прогресії; набувати позитивного значення, або повернутий латерально, якщо середня лінія сліду знаходиться поза лінією прогресії; бути негативним, або повернутий медіально, коли знаходиться всередині лінії прогресування. Одиниця вимірювань - градуси.

Distance Traveled (дистанція ходьби) - вимірюється від центру п'ятки першого відбитку стопи до центру п'ятки останнього по горизонтальній осі. Одиниця вимірювань - сантиметри.

Leg Length (LL) (Довжина ноги) - вимірюється від великого вертлюга до площини опори. Кожна нога вимірюється окремо. Одиниця вимірювань - сантиметри.

Step/Extremity Ratio (Коефіцієнт кроку/ екстремальності) – визначається, як відношення довжини кроку до довжини тієї ж ноги. Результат є абсолютною величиною. Використовується для визначення нормалізованих параметрів кроку.

Step Width (Ширина кроку) – вимірюється між середніми точками відбитків стоп послідовних кроків протилежних кінцівок. На рис. 2.3 відрізок [XY] - ширина правою кроку, відрізок [YZ] - ширина ліва кроку. Одиниця вимірювань - сантиметри.

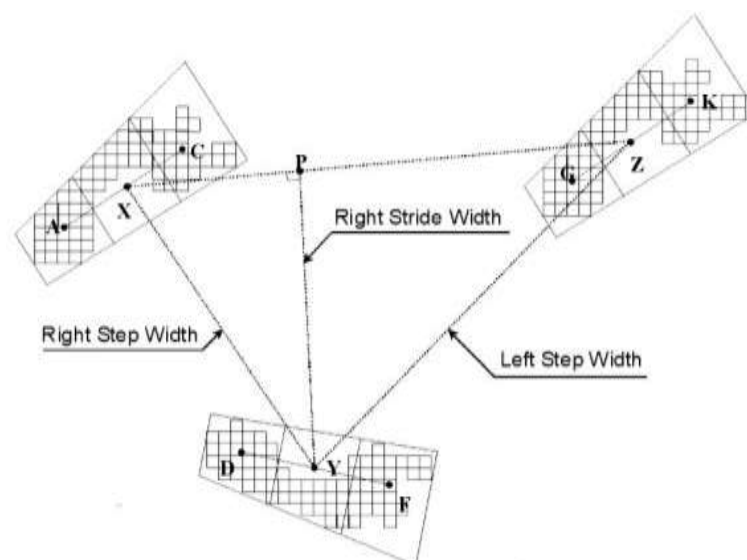


Рис. 2.3. Основні параметри оцінки ширини кроків.

Інтегральний показник якості ходьби. Одним з інтегральних показників функції ходьби є параметр **Functional Ambulation Performance Score (FAPS, FAP Score (Функціональна здатність пересування))**, який є результатом визначення дев'яти просторових та часових параметрів кроків. FAPS розраховується по основним параметрам ходьби, що отримані при дослідженні, і є інтегральною оцінкою ходьби. FAP Score інтегровано в систему GAITRite силової доріжки і є стандартом для аналізу ходьби. Далі представимо алгоритм розрахунку FAP Score (рис. 2.4).

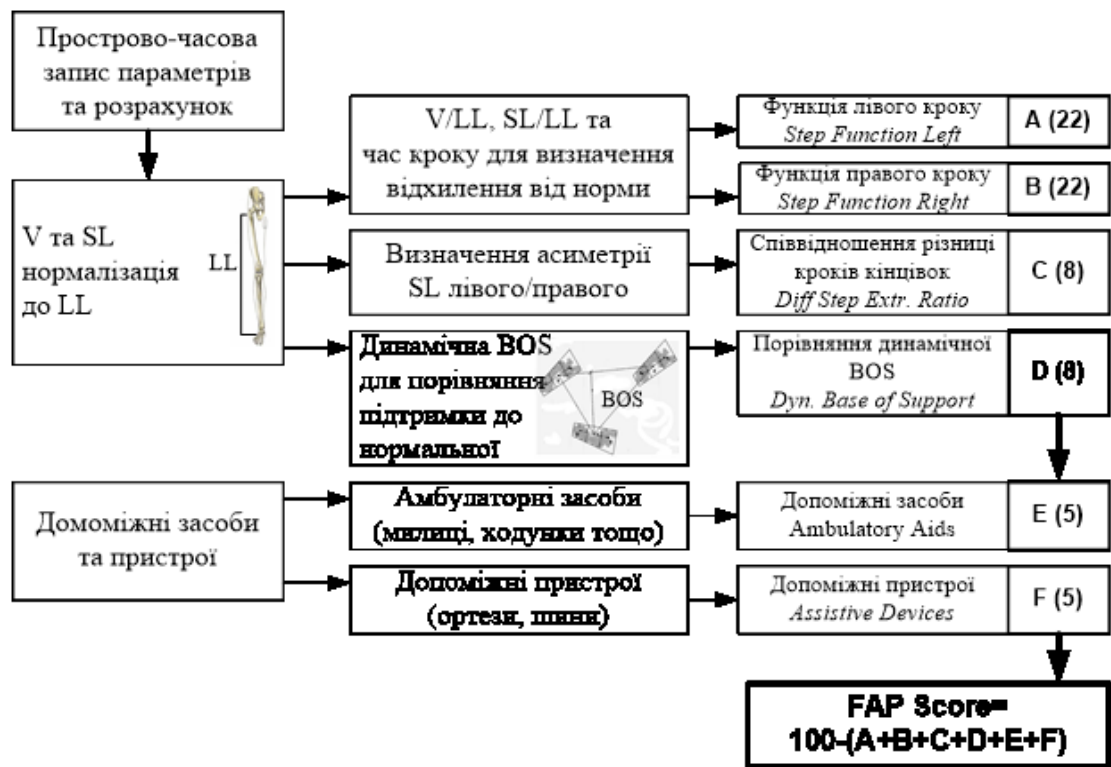


Рис. 2.4 – Блок-схема розрахунку функціонального показника FAPS: V – velocity (швидкість); LL – Leg length (довжина кінцівок); SL – step length (довжина кроку); BOS – base of support (база підтримки).

FAPS розраховується відніманням балів, отриманих при пересуванні пацієнта по доріжці, від їх максимальної кількості (100 балів) Для розрахунку потрібні такі дані: Step Length (cm); Step Time (sec) - час кроку; H-H Base

Support (BOS); Mean Normalized Velocity – середня нормалізована швидкість, яка визначається як відношення швидкості до середньої довжини нижніх кінцівок (V/LL); Step/Extremity Ratio; Step Length Differential, cm – асиметрія показника Step/Extremity Ratio між кінцівками.

Оцінку розраховували для кожного параметру, а потім використовували у чотирьох різних категоріях (A – D, рис. 2.4). Алгоритм визначення FAPS та бальна оцінка параметрів кроків наведена на рис. 2.5.

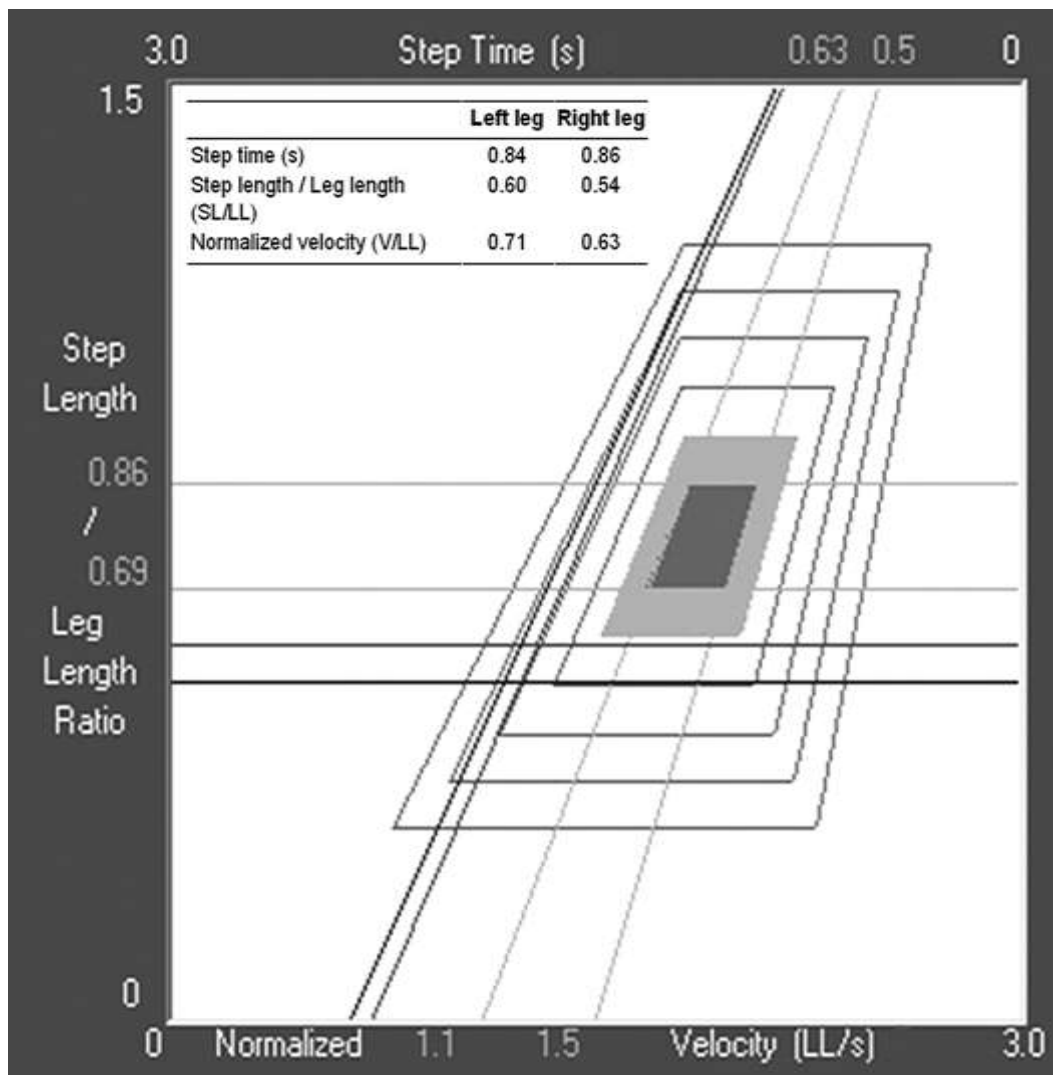


Рис. 2.5. Графічне відображення для розрахунку FAPS.

На діаграмі абсциса (нижня вісь) відображає нормалізовану швидкість LL, с (в нормі від 1,1 с до 1,5 с); абсциса (верхня вісь) представляє час кроку

(норма від 0,5 до 0,63 с); ордината (вертикальна вісь) – відношення довжини кінцівок (в нормі від 0,69 до 0,86). Нормальні значення на діаграмі показані темним прямокутником, сіра зона означає незначну патологію. Жирними лініями на діаграмі відмічаються розраховані параметри.

I – Функціональність лівого та правого кроків. Значення відношення SL/LL, час кроку в нормі становлять від 0,5 до 0,63 с. Відношення V/LL відображені на подвійній діаграмі абсцисою, яка окреслює зону «нормальних значень». Чим далі від цієї ділянки знаходяться значення пацієнта, тим більше число балів віднімають (від 0 до 22 для кожної зі сторін).

II – Diff Step Extr. Ratio. Розраховується як абсолютна різниця між лівим і правим відношенням (SL/LL) і показує різницю. Віднімають до 8 балів при наявності асиметрії, яка перевищує нормальний діапазон (0,86 – 0,69).

III – Динамічна база підтримки (H-H Base Support). При аномально широкій базі підтримки, або аномально вузькій (тобто пацієнт її пересікає) може бути віднято до 8 балів.

IV – Може відніматися до 5 балів від кожного пункту, якщо пацієнт користується додатковою опорою (милиці, палиці, ортези). За використання милиць, або допоміжних пристроїв, самий низький бал не може бути менше 30. Якщо милиці та допоміжні засоби не використовуються, то бал не може бути менше 40. FAP Score здорової людини не виходить за межі від 95 до 100 балів.

2.2.4 Статистичні методи дослідження

На основі даних, які були отримані в результаті досліджень, було проведено статистичний аналіз. Методом описової статистики визначали середнє значення (M), стандартне відхилення (SD), максимальне (max) та мінімальне (min) значення вибірок. Для порівняння парних даних (порівняння даних протизованої і не протезованої кінцівок, порівняння термінів спостереження) використовували Т-тест для повторних вимірювань, з визначенням критичного значення критерію (t), статистичного значення (p), а

також різниці середніх ($\overline{M \pm SD}$). Метод парної кореляції використовували для визначення впливу ендопротезування на зміну параметрів ходьби між даними в різні періоди спостереження (r , p). Номінальних дані аналізували за допомогою критерію алгоритму спряжених таблиць (критерій χ^2). Критичний рівень значущості для всіх критерієї приймався на рівні $p < 0,05$.

Розрахунки проводили в пакеті прикладних програм для статистичного аналізу IBM SPSS Statistic 20.0.

РОЗДІЛ 3

МОДЕЛЮВАННЯ РОЗВИТКУ ПАТОЛОГІЧНОГО ПАТЕРНУ ХОДЬБИ ЛЮДИНИ ПРИ ТРИВАЛОМУ ПЕРЕБІГУ ОСТЕОАРТРОЗУ КОЛІННОГО СУГЛОБУ

Важливішою фізіологічною функцією організму є контроль вертикальної пози, який здійснюється людиною упродовж всього життя. Дослідження механізмів регуляції пози людини (стояння та ходьба, як варіанти позної регуляції) залишається актуальними завданнями фізіології рухів упродовж десятиріч. Це пов'язано з високою значущістю результатів досліджень для розробки методів діагностики та лікування порушень функцій опорно-рухової (ОРС) та центральної нервової систем (ЦНС) людини.

Незважаючи на те, що акти стояння та ходьби, на перший погляд, помітно відрізняються між собою, але фізіологічно один впливає з іншого. В обох рухових актах задіяні однакові механізми підтримки рівноваги, але задіяні різні групи м'язів. Тому дослідження тільки стояння чи тільки ходьби на сучасному рівні досліджень недостатньо.

Для більш інформативного розуміння процесів формування стояння та ходьби доцільно розглянути фізіологічне їх підґрунтя.

Фізіологія стояння та ходьби. Регуляція пози та рухів людини є надзвичайно складним процесом фізіологічного дослідження. Дослідники давно замислювалися про зв'язок між різними структурами ЦНС, між сприйняттям та рухами. Виявлені взаємодії між різними м'язовими групами чи сегментами тіла в реалізації цілісного рухового акту, які знижують кількість незалежних параметрів керованої системи [1, 2, 35, 75, 104, 194].

Динамічний процес безперервного взаємопереміщення ланок тіла й переміщення загального центру мас (ЗЦМ) супроводжується як зміною рівня тонічної активності постуральних м'язів, так й їх фізичними скороченнями. В

регуляції позної та локомоторної активності м'язів приймають участь різні рівні ЦНС: спінальні, ствольні, коркові, які організують свою діяльність від різних сенсорних систем (пропріоцептивної, вестибулярної, зорової, тактильної) [10, 176, 120, 188]. Їх взаємодія не є простою сумацією аферентної інформації, а збудована на логічній основі [189, 192], відповідно схемі тіла або внутрішньому уявленню [116]. Розуміння як вертикальне стояння, ходьба, біг керуються ЦНС давно цікавило дослідників. ЦНС якось спроможна координувати який суглоб повинен рухатися, на яку амплітуду и в який час, причому така організація перебігає автоматично, у той час як людина виконує інші дії – говорить, щось робить руками, або дивиться на щось. Більш того, локомоторні рухи безперервно адаптуються до оточуючих умов, швидкості ходьби, зміни напрямку, наявності перепон на шляху та ін. на основі великого потоку сенсорної інформації система керування здатна вибирати найбільш оптимальну контекст-залежну інформацію та використовувати її для виконання рухів. Це завдання полегшується в певній мірі через оптимальну ієрархічну організацію нейронних структур, які спеціалізуються в многократному повторенні характерних дій.

Важливим внеском в розвиток концепції локомоторного генератора крокування (ЛГК) стало відкриття Шиком М.Л. та співавт. [61] локомоторних центрів в стовбурі мозку. Мотонейрони, хоча і є «загальним кінцевим пунктом» ЛГК, становлять дуже незначну частину нейронів спинного мозку. Основна частина нейронів (інтернейронів) призначені для налагодження та функціонування визначеного рухового завдання й відповідного сенсорного оберненого зв'язку [191], при цьому одні й ті ж інтернейрони можуть використовуватися для різних рухових задач й форм поведінки, однаковий стимул може призводити до різних реакцій в залежності від попереднього вибору активної «функціональної одиниці» [126] (рис. 1). Більш того, навіть для функціонування ЛГК при різних швидкостях локомоції залучаються різні групи інтернейронів [162]. Спинний мозок є не простим провідником команд

від головного мозку, а є активною гнучкою структурою зі складним механізмом обробки сенсорної інформації [191].

Керування рухами нерозривно пов'язано з регуляцією пози, рівноваги та тонічної активності. Підтримка пози - це динамічний процес безперервного взаємного переміщення ланок тіла й переміщення ЗЦМ. Це супроводжується зміною рівня тонічної активності постуральних м'язів, а у випадку значних порушень рівноваги додатково їх фізичними скороченнями.

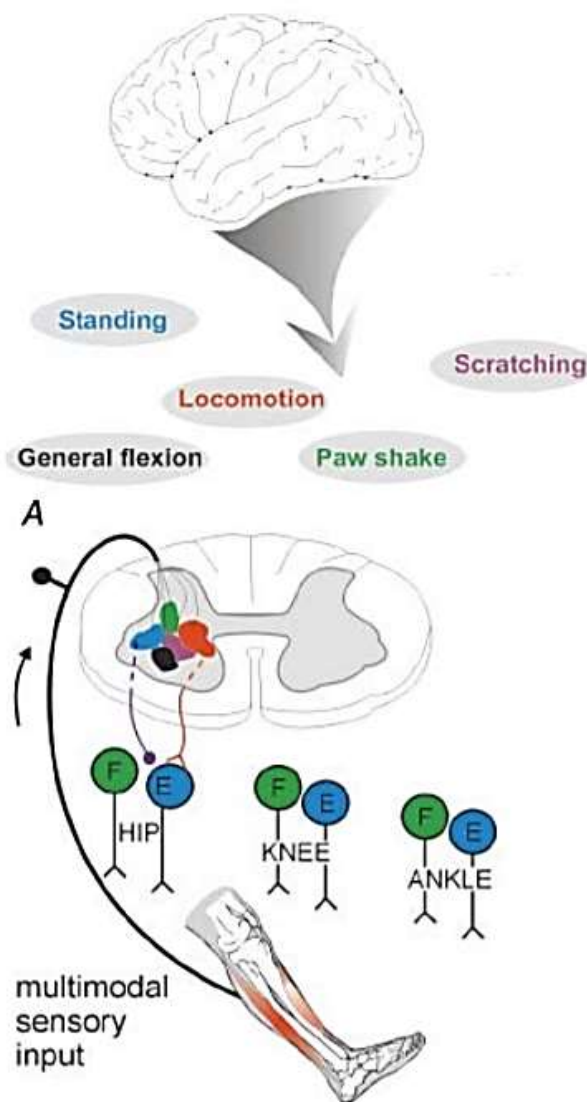


Рис. 3.1. Функціональні одиниці нейронних ланок спинного мозку для різних функціональних завдань (Hultborn, 2001) [126].

За ствердженнями фізіолога Ч. Шерингтона «тонус крокує за рухами як тіль». Підвищення та налагодження відповідного тону передують початку ходьби [173], а виклик локомоторних рухів можливий при певному рівні тону, який повинен бути не занадто високим, й не дуже низьким [72]. Одним з ефективних методів дослідження ролі м'язової пропріорецепції при підтримці пози є вібраційна стимуляція м'язових аферентів [11, 98, 149, 196, 197].

Знання механізмів регуляції пози допомагає діагностувати різні порушення ЦНС людини, які проявляють себе в різноманітних порушеннях стійкості та рухової активності [161]. Треба відмітити, що порушення пози та ходьби часто відносяться до автоматичного, а не довільного режиму їх контролю.

Хоча тільки частина організації керування руховою активністю відображується на свідомому рівні [80, 103, 111], рухові та сенсорні компоненти системи керування нерозривно пов'язані, що свідчить про тісний взаємозв'язок між сприйняттям та рухом в системі внутрішнього уявлення чи схеми тіла [9].

Вивчення структурно-функціональної організації моторних реакцій системи керування позою та ходьбою людини представляє собою актуальну задачу сучасної фізіології рухів, яка має як загальнотеоретичне, так і практичне значення для розробки різних лікувальних та реабілітаційних методик та заходів.

Вертикальне положення тіла є результатом еволюції людини в філогенезі. Підтримка вертикального положення полягає у подоланні сили земного тяжіння, наслідком цього є безсвідомий фон у всіх локомоторних актах рухів – стояння, ходьби, бігу, стрибків, тощо.

В регуляції пози центральне місце займає внутрішній образ тіла людини – "схема тіла" – система узагальненої чутливості власного тіла та взаємовідношень окремих частин тіла. Топографічне розподілена по поверхні кори головного мозку, чутливість всього тіла складає основу, з якої

формуються цілісні функціональні блоки сегментів тіла. Процес формування завершується у дорослому віці і представляє закодований опис взаємного положення частин тіла, який використовується при виконанні стереотипних рухів.

Базою означених процесів служить закріплена «анатомічна карта» тіла, для формування якої необхідно співвідносити інформацію про положення тіла по відношенню до земного тяжіння й взаємному розташуванню функціональних блоків тіла в системі трьох просторових координат. Вестибулярна система контролює переміщення тіла в просторі, а відповідна інформація поступає до мозку, де виникає її об'єднання з інформацією від скелетно-м'язової системи в збудовані на безсвідомому рівні особливого психофізичного утворення – образа тіла.

Статичний образ тіла представляє систему внутрішньомозкових зв'язків, оснований на уроджених механізмах, удосконалену та уточнену в онтогенезі. У процесі будь-якої діяльності, людина змінює взаємне положення частин та сегментів тіла, а при навчанні новим рухам, формує нові просторові моделі тіла. Динамічний образ тіла базується на постійній зміні імпульсів пропріорецепторів шкіри, м'язів, суглобів, вестибулярного апарату та органів зору та слуху. Швидкість та точність формування динамічного образу тіла – це фактор, який визначає здатність людини швидко оволодіти новими руховими здібностями.

Система організації руху (рис. 3.2) включає в себе "блок пам'яті", що зберігає уроджені генетичні (наприклад, особливості ходьби та стояння), або надбані програми рухів; "блок контролю", який необхідний для збору інформації про зміни середовища та положення тіла в ньому; "блок корекції", який відповідає за зворотній зв'язок рухового апарату з "системою управління", а також "блок обробки даних", який забезпечує необхідну програму "блока пам'яті", порівнює її із даними середовища, формує, при необхідності, "параметри корекції" та створює "робочу програму" для рухового апарату і

контролює її виконання.

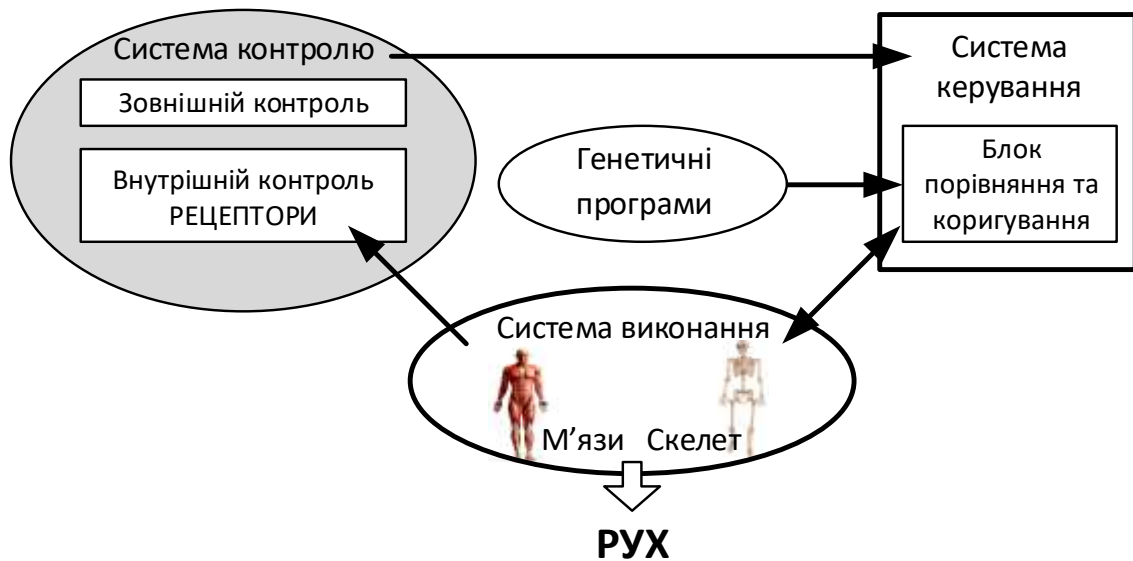


Рис. 3.2. Модель механізму організації руху.

Тіло людини працює по закону мінімального поглинання енергії. Скелетна система, створюючи баланс в середині себе, зводить до мінімуму витрати енергії. Це підвищує її функціональну спроможність, витривалість та працездатність. Отже, в організмі людини закладена програма, яка спрямована на збереження рівноваги будь-якими шляхами, витрачаючи на це мінімум енергії [79].

Система, яка забезпечує оптимальне положення тіла в просторі, є замкнутою системою керування. Вона містить центральну нервову систему, що представлена елементами, які відповідають за зберігання програм руху (зумовлених генетично та придбаних в процесі життєдіяльності) та за корекцію цих програм в залежності від змін, що відбуваються в стані організму, середовищі та викликані ситуативною необхідністю. В нашій моделі ці елементи умовно об'єднані в систему керування рухами (рис. 3.3).

В систему управління потрапляє інформація про зовнішнє середовище та положення тіла в просторі, яка формує сигнал вибору відповідної програми руху, далі інформація разом з програмою руху потрапляє у відділ корекції

програм, де відбувається порівняння дійсної програми із зовнішньою інформацією та генерування відповідної корекції.

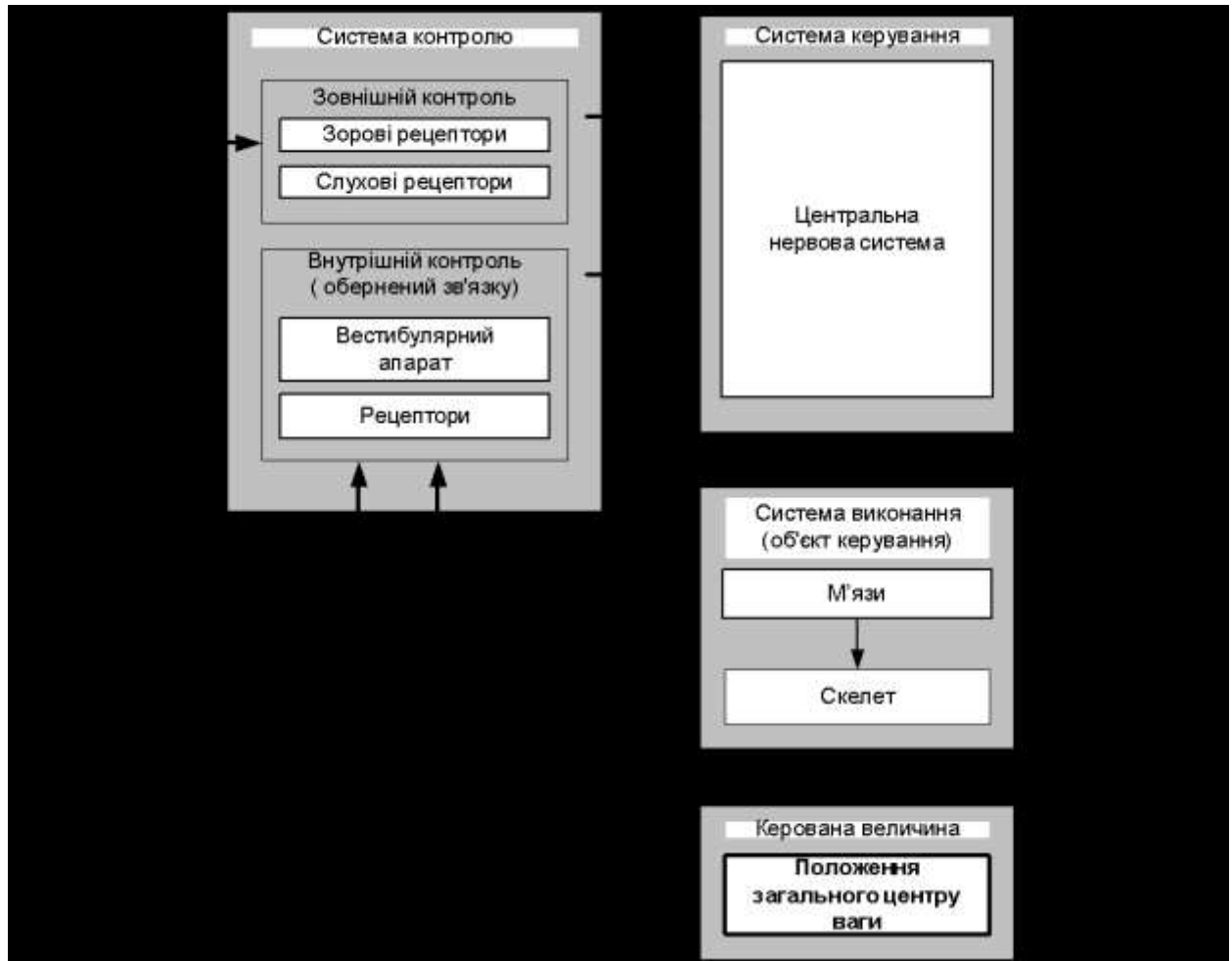


Рис. 3.3. Концептуальна модель системи забезпечення оптимального розташування тіла в просторі.

"Постуральний баланс" (posture з лат. - «положення, поза») це здатність системи підтримати та керувати положенням загального центру мас (ЗЦМ) у межах площі опори для упередження падіння чи втрати рівноваги при статиці чи динаміці (ходьбі, бігу, підйомі по сходах та ін.) [121].

Дослідження стійкості проводять за допомогою постурографії (force-platform, статографії, базографії, стабілографії), яка реєструє положення ЗЦМ на площину опори [17, 25, 40, 45], а також за допомогою різноманітних засобів для вивчення параметрів ходьби з реєстрацією реакцій опори (gait-platform,

gait-rite-platform, тощо) [53].

При аналізі ходьби характеристиками стійкості є силові параметри відбитків стоп на поверхню, геометричні та часові характеристики ходьби [15].

"Постуральний баланс" визначається як здатність підтримувати та управляти ЗЦМ у межах площі опори з метою втрати рівноваги при статичному або динамічному положенні та попередження падіння [121]. Динамічна постурографія є сучасним методом дослідження стійкості ОРС при стоянні та ходьбі. Засоби для реалізації досліджень постурального балансу в літературі зустрічаються під назвами: статографії, базографії, стабілографії, force-platform. Метод дослідження полягає у реєстрації положення ЗЦМ на площину опори [17, 25, 40]. Існує багато пристроїв для вивчення динамічного балансу при ходьбі, які ґрунтуються на реєстрації силових реакцій опори [53].

Статографічний метод вивчення постурального балансу дав можливість розглядати процес підтримки вертикальної пози як рухову функцію, як окремий випадок динаміки. Стійкість пози характеризуються такими показниками, як коефіцієнт стійкості, коефіцієнт хитання, частотні характеристики часової послідовності ЗЦМ, геометричні показники проекції ЗЦМ [5, 44].

При аналізі ходьби характеристиками стійкості є силові параметри відбитків стоп на поверхню, геометричні та часові характеристики ходи [15]

В математичних моделях дослідження підтримки рівноваги при різних умовах стану опорно-рухової системи визначають дві основні складові – біомеханічна модель тіла та модель управління, яка здійснює механізми регуляції пози [5, 115, 137, 139, 140, 177].

Стратегії підтримки рівноваги, чи постурологічний баланс передбачають послідовність активації різних груп м'язів, яка формується в дитинстві [88, 200]. Фізіологічні механізми регуляції позової активності м'язів були вперше розглянуті Шерінгтоном Г. Ця теорія розкриває функцію підтримки пози, базуючись на рефлексах розтягу [60]. Гомілкова стратегія полягає в послідовній активації розгиначів стопи, гомілки та стегна [137], що призводить до хитання

тіла навколо надп'ятковогомілкових суглобів з малими моментами в колінних та кульшових суглобах. Стегнова стратегія підтримки рівноваги полягає в тому, що хитання тіла у кульшовому суглобі відбувається в протилежний бік від хитання в шиї та надп'ятковогомілкових суглобах при послідовній активації м'язів шиї, живота та чотириголових м'язів стегон. Людина використовує гомілкову стратегію для стабілізації пози при спокійному стоянні [171]. Отже, для підтримки вертикальної спокійної пози необхідно напруження більшості м'язів тулуба – спини та живота, нижніх кінцівок - двоголових м'язів стегон, м'язів надп'ятковогомілкових, колінного та кульшового суглобів. Найбільш гравітаційно-чутливим є камбаловидний м'яз [7, 156], що несе основне навантаження по підтримці тіла у вертикальному положенні.

Поза є статичним рухом, який забезпечує тонічна м'язова активність, переважно розгиначів, які підтримують рівновагу шляхом безперервного руха ланок тіла. При поступальній діяльності в роботу залучаються переважно повільні енергоекономічні стійкі до втоми рухові структури [89, 121].

Дослідження багатьох авторів дали можливість стверджувати, що асиметрія нижніх кінцівок впливає на постуральну рівновагу людини [13, 14, 22]. При двохопорному стоянні обидві кінцівки залучені в підтримку вертикальної пози, коригуючи рухомість в сагітальній та фронтальній площинах, при зміні навантаження на одну кінцівку, змінюється їх участь в підтримці рівноваги. Нижня кінцівка, яка навантажена більше, забезпечує підтримку рівноваги переважно в сагітальній площині, а ненавантажена – у фронтальній.

Різниця у довжині нижніх кінцівок може виникати з різних причин. При уродженій ваді "схема тіла" починає формуватися з дитинства, і протягом життя корегується при розвитку хвороби або в результаті лікування. Внаслідок травми, вкорочення кінцівки веде до формування тимчасової "схеми", яка може не призвести до формування звичок. При хворобах з тривалим перебігом зміна "схеми тіла" відбувається помірно і, часто непомітно для людини. До них

можна віднести остеоартроз - дегенеративне захворювання суглобів. Розвиток хвороби може тривати багато років, і організм пристосовується до неї поступово, помірно змінюючи спочатку картину активних рухів – картину стояння, ходьби, пересування сходами, бігу.

Остеоартроз (ОА) – група захворювань, які мають різну етіологію, але схожі клінічні, біологічні, морфологічні прояви та результати, в основі яких лежить ураження структур суглоба – хряща, субхондральної кістки, синовіальної оболонки, зв'язок, капсули та періартикулярних м'язів [143]. Особливостями остеоартрозу є його тривалий перебіг, який може тривати декілька років. Хронічне запалення і хронічний больовий синдром зазвичай супроводжують 2 і 3 стадію. Поступові тривалі зміни в структурах суглобів призводить до формування пристосувальних постуральних рухів, згодом вони стають хибною звичкою. В основу концептуальної моделі формування патологічного руху було покладено поступовий розвитку остеоартрозу (рис. 3.4).

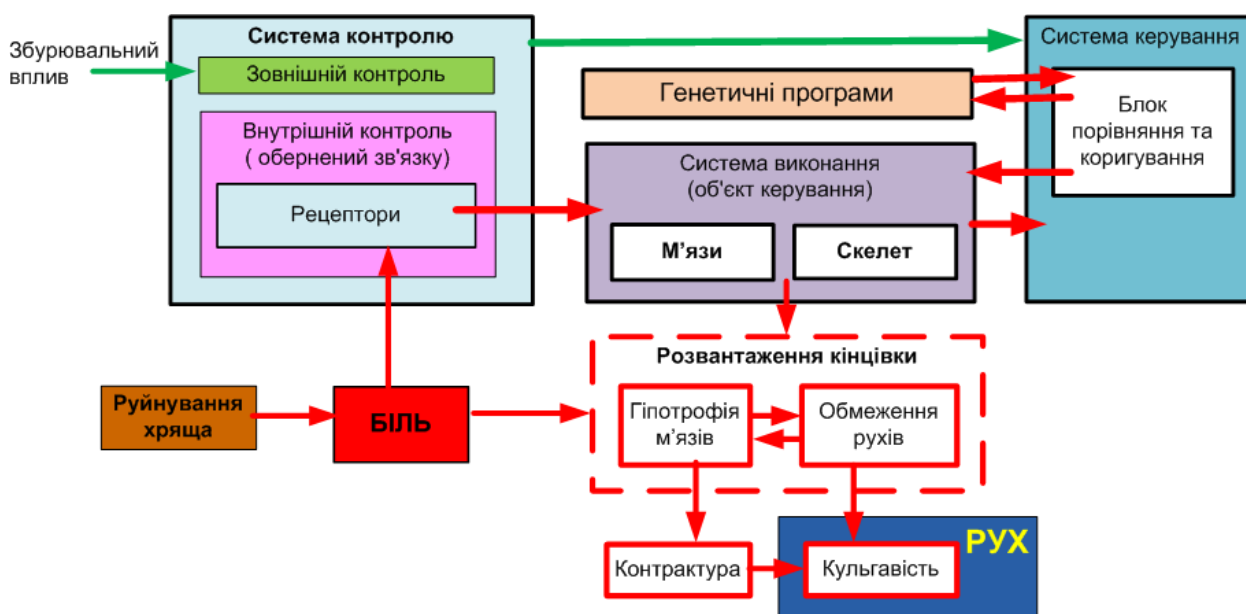


Рис. 3.4. Концептуальна модель формування патологічного руху (формування патологічної програми ходьби).

Розглянемо як змінюється характер рухів при розвитку остеоартрозу

колінного суглобу.

В основі патогенезу остеоартрозу лежить порушення функції і структури суглобового хряща. Це - високоспеціалізована тканина, яка містить матрикс і занурені у нього хондроцити. Матрикс складається з глікозаміну (протеоглікани) та колагену. В хрящі висока концентрація протеогліканів тримає колагенову матрицю під тиском, що сприяє рівномірному розподілу навантаження під яке підпадає хрящ, і забезпечує відновлення форми після припинення дії навантаження.

Причинами розвитку ОА можуть бути механічні та біологічні фактори, які порушують у субхондральній кістці та суглобовому хрящі природні взаємовідносини між деградацією та синтезом хондроцитами компонентів матриксу. Ранні зміни хрящової тканини пов'язують із втратою матриксом поверхневого шару протеогліканів, що призводить до його гіпергідратації. Хрящ суглобів здатний витримувати значні тиски, він забезпечує рівномірний розподіл навантажень. Відновлення тканин хряща забезпечують глікозаміноглікани (ГАГ), колаген II типу та високий вміст протеогліканів. Втрата саме протеогліканів викликає зниження міцності хрящової ткани, що створює передумови для його ушкодження. Зменшення концентрації ГАГ є характерною ознакою деструкції хрящової тканини, що призводить до зниження опіру міжклітинної речовини до фізичного впливу, та робить поверхню хряща чутливою до ушкоджень.

Незначне зниження вмісту ГАГ на ранніх стадіях ОА відновлює збільшення функціональної активності хондроцитів. Оскільки проліферація хондроцитів не повноцінна, тому вміст ГАГ не нормалізується повністю при прогресуванні захворювання. синтез нефібрлярного колагену і протеогліканів відбувається через реакцію хондроцитів на зміну матриксу. Втрачаються біомеханічні властивості міжклітинної рідини, виникає розволокнення та розщеплення матриксу. Хрящ стає мутним, сухим, з глибокими до кістки борознами ерозії.

Хрящ втрачає здатність амортизувати тиск на підлеглу кісткову тканину. Суглобові кінці зі втраченою амортизацією хрящової тканини, підпадають під збільшене та нерівномірне навантаження, що викликає у субхондральній кістці зони механічного перевантаження. Це призводить до порушення мікроциркуляції, поверхня суглобів відшліфовуються і з'являються жолобоподібні вм'ятини де розвивається остеосклероз.

На цьому етапі змін у ходьби ще практично не спостерігається, може бути відчуття втоми, тугорухомість у суглобах, біль якщо є, то періодична при навантаженнях на суглобах.

При подальшому руйнуванні хряща в глибоких відділах епіфізів знижується щільність кісткової тканини, утворюються склерозована тканина та кісти, через розростання кістково-хрящових утворень (остеофітів) по краях суглоба, змінюється геометрія суглобових поверхонь.

На цьому етапі біль стає основним чинником перетворення рухових звичок. Через відсутність інервації хряща, біль свідчить про залучення періартикулярних тканин в патологічний процес. На поверхні кістки створюються ділянки ішемії, некрозу та трабекулярні мікропереломи. При інтеграції в хрящ елементів мікроциркуляторного русла означені процеси посилюються. Надалі у запальний процес залучається субхондральні кістки та синовіальна оболонка.

Через хронічний больовий синдром, який обмежує рухову активність хворих ОА, розвивається гіпотрофія прилеглих до суглобів м'язів.

При остеоартрозі реалізується складний комплекс компенсаторно-приспосувальних реакцій, що поширюються на всю опорно-рухову систему. Відбувається розвиток патологічного стереотипу руху. Локомоторна функція кінцівок починає діяти в нових біомеханічних умовах. Формування екстраартікулярних чинників болю при ОА відбувається поступово, по міру наростання порушень механізму статолокомоції і вичерпання можливостей пристосувальних реакцій їх компенсувати.

Процес розвитку захворювання завершується на етапі, коли сформовані компенсаторні механізми, які проявляються у вигляді перекосу тазу, хребта, викривлення осі тіла, не здатні підтримувати локомоторну функцію кінцівки.

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

Перші порушення біомеханіки опороспроможності відбуваються з початком втрати хрящем амортизаційних властивостей, при цьому біль часто відсутній. На рівні підсвідомості організм починає підлаштовувати біомеханіку стояння та ходьби під зміни, що відбуваються у суглобах і періартикулярних тканинах.

Дискомфортні стані у хворих виникають при виконання складних рухів (довгий крок, глибокий присяд, стрибки, тощо) через зменшення гідратації хряща. Больові відчуття часто обмежують виконання рухових дій.

На першому етапі погіршується плавність рухів, потім зменшується довжина кроків, і як наслідок, швидкість пересування [214]. Намагання збільшити швидкість ходьби, викликає асиметрію кроків - крок здоровою кінцівкою подовжується, відповідно, крок хворою – скорочується, розвивається періодична кульгавість [18, 37, 38, 182]. На цьому етапі м'язи, через обмеження рухомості та підсвідоме їх недовантаження, починають помірно втрачати силу.

Без своєчасного лікування з'являється біль, який прискорює наростання симптоматики. Обмеження рухів через біль стає свідомим, що призводить до помітної втрати м'язової сили, а перебудова структур суглобів – до зміни анатомічних співвідношень майже всього опорно-рухового апарату. Наростає кульгавість і не тільки через несиметричність довжини кроків, а й через вкорочення кінцівки, через порушення геометрії поверхонь суглобів та зміну навантаження на стопи, при зменшенні навантаження на стопу хворої кінцівки, відповідно, збільшується навантаження на відносно здорову [198]. Біль

провокує зміну природного розвороту стопи, частіше латерально [36, 90].

Тривала нездатність медіальних м'язів стегна спочатку призводить до появи привідних контрактур, а пізніше – до зменшення сили згиначів та розгиначів стегна, та формуванню згинально-розгинальних контрактур. Відбувається нахил тіла вперед та у бік ушкодженої кінцівки, водночас виникає вимушене згинання у суглобах контрлатеральної кінцівки, що з часом може розвинути у функціональну контрактуру. Змінюється картина ходьби. Вкорочення кінцівки призводить до вимушеного згинання суглобів протилежної кінцівки. Через це, на вкороченій кінцівці відбувається перерозгинання надп'яtkово-гомількового суглоба, що призводить до перенавантаження м'язів гомілки та стопи. Через послаблені м'язи навколо колінного суглоба, для виконання кроку залучаються м'язи попереку, спини, плечового поясу, спостерігається надлишкові рухи верхніх кінцівок та всього плечового суглоба. І чим триваліше перебіг хвороби, тим глибше відбувається перебудова програми ходьби.

Зміна природних анатомічних співвідношень викликає зміну навантажень на всі суглоби ОРС та призводить до розвитку дегенеративних змін інших суглобів [85, 146, 153, 195, 199].

Тривалий, упродовж декілька років, перебіг хвороби викликає зміну, як біомеханіки ходьби, так і зміну генетично-обумовленої програми руху на набуту. Патологічна звичка перетворюється у надбаний патологічний патерн, тому хворий вже не може ходити по-іншому.

Таким чином, на момент ендопротезування, у хворого налічує сформований стійкий комплекс патологічних змін кістково-м'язової системи.

Створена загальна концепція поєднує всі попередні моделі формування патологічних програм ходи хворих при тривалому перебігу дегенеративних захворювань опорно-рухової системи (рис. 3.5).



Рис. 3.5. Загальну концептуальна модель формування патологічних програм ходи хворих при тривалому перебігу дегенеративних захворювань ОРС.

Згідно концептуальній моделі, під впливом на організм патологічних змін, а саме тривалого захворювання, сформований новий руховий патерн починає змінюватися, організм поступово вмикає механізми компенсації, які дають можливість в деякій мірі запобігати болю, але перебіг хвороби запускає паралельний механізм зміни формули тіла і формування іншого візерунку руху. Тобто раніше сформований нормальний стереотип змінюється на патологічний на низькому рівні нервової системи. У хворого формується новий патерн руху, зміна якого потребує тривалого часу для його нормалізації.

Серед найбільш розповсюджених новопродбаних патернів є, наприклад, відчуття різної при фактично однакої довжини нижніх кінцівок, але хворі скаржаться на збільшення довжини протезованої кінцівки. Після усунення при

ендопротезуванні різниці довжини кінцівок, новий постуральний рисунок, сформований в умовах вкорочення хворої кінцівки та тривалої кульгавості, формує відчуття її збільшення.

Інший приклад. Тривале формування контрактур колінного суглоба призвело до стійких анатомічних та функціональних змін в інших суглобах скелету, а також зменшення м'язової сили, зміни симетричності кроків та формування качиної ходи. При ендопротезуванні було усунено контрактуру, але надбані перебудови анатомічних структур залишилися, й при відмінному клінічному результаті спостерігають значні порушення стояння та ходьби.

Висновки. Вивчення умов формування власного патерну ходьби, обумовленого уродженою та надбаною впродовж життя схеми тіла, дає можливість прогнозування патологічних наслідків захворювань ОРС, особливо при їх значній тривалості. Аналіз змін постуральних патернів при перебігу дегенеративного процесу, дає можливість прогнозування результату проведеного хірургічного втручання, у тому числі тотального ендопротезування суглобів нижніх кінцівок, та розробити комплекс реабілітаційних заходів відновлення рухової активності пацієнта.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Патологічні постуральні патерни за умов тривалого перебігу остеоартрозу суглобів нижніх кінцівок / Тяжелов О.А., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Браніцький О.Ю., Обейдат Халед // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2020. - №1. С. 26-32. DOI: 10.15674/0030-59872020126-32

2. Концептуальна модель розвитку патологічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу / Фіщенко В.О., Браніцький О.Ю., Обейдат Халед, Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. // Матеріали IV Всеукраїнської конференції «Актуальные вопросы лечения патологии суставов и эндопротезирования» (Запорожье – Приморск, 12-14 сентября, 2019). – С.84-85

3. Концептуальная модель формирования патологического паттерна

ходьбы при длительном течении остеоартроза / Фищенко В.А., Браницкий А.Ю., Обейдат Халед, Карпинская Е.Д., Карпинский М.Ю. // Пироговский форум с международным участием, посвященный памяти профессора 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» (24-25 октября 2019, Москва): Материалы. - С.273.

РОЗДІЛ 4

МОДЕЛЮВАННЯ ХОДЬБИ ПРИ КОНТРАКТУРАХ КОЛІННОГО СУГЛОБА

Згинальна контрактура колінного суглобу – неповне розгинання гомілки – патологічний стан, який має негативний вплив на локомоторну функцію нижньої кінцівки та значно погіршує якість життя пацієнта.

Нормальний обсяг рухів в колінному суглобі становить діапазон від 2-3° перерозгинання до 140-145° згинання, згідно «нейтральному нуль-прохідному методу» вимірювання і записується як (2/0/140)°. У людей з порушенням функції колінного суглобу знижується активний діапазон рухів через нездатність згиначів гомілки подовжуватися при розгинанні [134] до фізіологічної довжини. Ці порушення можуть мати тимчасовий характер, мати різні причини, різну ступінь виразності та характер супутніх клінічних проявів.

Згинальна контрактура колінного суглобу у ряді випадків може бути пов'язана із запальною реакцією на руйнування елементів суглобу, наприклад, при ревматоїдному артриті чи остеоартрозі [179], з порушенням біомеханіки або при вроджених деформаціях. Іноді згинальна контрактура розвивається після операцій на колінному суглобі, як наслідок тривалої іммобілізації чи рубцевих змін в покривних тканинах [16, 33, 91, 114].

У хворих зі згинальними контрактурами, внаслідок проекційного вкорочення кінцівки, помітно змінюється навантаження хворої кінцівки, що веде до порушення ходьби, збільшенню навантаження на чотириголовий м'яз та збільшенню контактних напружень в пателофеморальному та кульшових суглобах. При цьому скорочується час опори на через більш ранній відрив п'ятки від опорної поверхні, а при контрактурі більше 15° передній поштовх (або контакт п'ятки з опорною поверхнею) може взагалі бути відсутнім. При нормальному кроці стопа контактує з опорною поверхнею всією площиною, при значній контрактурі - тільки пальцями. У пацієнтів зменшується довжина кроку

[141], з'являються іпсилатеральні нахили тазу при опорі на хвору кінцівку, бічні та вертикал ні розхитування тулуба, виражена кульгавість [134].

Біомеханічні порушення спостерігаються не тільки при ходьбі, але й при стоянні, через ще для збереження вертикальної пози хворому необхідно прикладати більше зусиль ніж звичайно [50]. Вертикальна поза стає менш стійкою.

З часом згинальна контрактура колінного суглобу може призводити до формування згинальної контрактури іпсилатерального кульшового суглобу, що значно порушує просторову орієнтацію тіла при стоянні та ходьбі [117], рухи стають більш енергоємним та призводить до м'язового дисбалансу хребта та тазу. Це, в свою чергу, знижує якість життя та обмежує функціональні можливості пацієнта, заважає особистому життю.

Зміна анатомічних співвідношень у будь-якому суглобі веде до зміни розподілу навантажень у суміжних суглобах та провокує розвиток дегенеративних змін [85, 117, 153, 195, 199].

При тривалому перебігу процесу (декілька років) порушуються не тільки біомеханіка ходьби, але й генетична програма руху, патологічна звичка перетворюється в надбаний патологічний патерн [46].

В даному розділі роботи досліджували роботу м'язів при контрактурах колінного суглобу, які моделювали обмеженням на 10° , 15° и 20° кута розгинання коліна. Аналізували роботу м'язів правої нижньої кінцівки, у порівнянні з показниками базової моделі для тієї ж кінцівки без обмеження рухів.

Вивчали роботу м'язів, які відповідальні за згинання-розгинання колінного суглоба.

Задня група м'язів – згиначі гомілки: *m. biceps femoris* – двоголовий м'яз стегна (коротка та довга голівки), *m. semimembranosus* – напівперепончатий м'яз, *m. semitendinosus* – напівсухожильний м'яз, *m. gastrocnemius* – тільки литкова порція триголового м'язу гомілки

Медіальна група – згиначі гомілки – *m. gracilis* – тонкий м'яз.

Передня група м'язів стегна: *m.sartorius* – кравецький м'яз – згинач стегна та гомілки, *m. quadriceps femoris* – чотириголовий м'яз стегна (окремо *rectus*, *vastus medialis*, и сумарно *vastus intemedius et lateralis*) – розгиначі гомілки та згиначі стегна.

Аналіз зміни сили м'язів нижньої кінцівки проводили відносно часових параметрів кроку. За основу взята 8-фазна модель ходьби (рис. 4.1) [157].

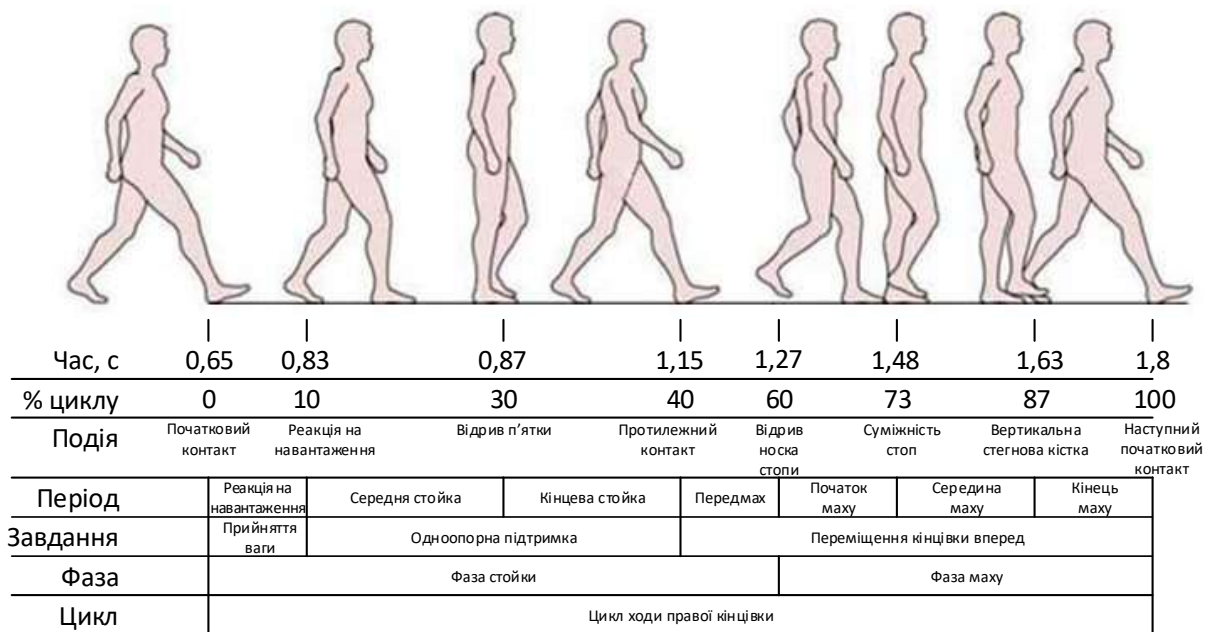


Рис. 4.1. Діаграма циклу кроку правої ноги (відсоток тривалості фаз, час фази для моделі).

Цикл ходьби описують 8 подіями [141]:

Початковий контакт (0 % циклу ходьби) відповідає початку опори, коли п'ятка вперше торкається поверхні.

Реакція на навантаження (10 % циклу ходьби) виникає, коли контрлатеральна стопа відривається від поверхні.

Відрив п'ятки (30% циклу ходьби) відповідає відриву п'ятки від поверхні.

Протилежний початковий контакт (50% циклу ходьби) відповідає

контакту стопи протилежної кінцівки с поверхнею.

Відрив носка стопи (60% циклу ходьби) – носок стопи опорної кінцівки відривається від поверхні.

Суміщення стоп (73 % циклу ходьби) – період, коли стопа махової кінцівки знаходиться на одній осьовій лінії зі стопою опорної.

Вертикальна стегнова кістка (87% циклу ходьби) відповідає моменту, коли стегнова кістка махової ноги орієнтована вертикально.

Остання подія є початковим контактом, який фактично є початком наступного циклу ходьби.

Ці вісім подій ділять цикл ходьби на сім періодів

Реакція на навантаження – період між початковим контактом та відривом носка стопи протилежної кінцівки, вага тіла приймає опорна кінцівка (від 0 % до 10 % циклу ходьби).

Середня стойка – від відриву носка стопи протилежної кінцівки до початку підйому п'ятки (від 10 % до 30 % циклу ходьби).

Кінцева стойка починається з моменту підйому п'ятки та закінчується, коли протилежна кінцівка торкається поверхні (від 30 % до 50 % циклу ходьби).

Передмах – від контакту стопи протилежної кінцівки до відриву носка іпсилатеральної стопи, що є часом, відповідним другому періоду двоногостійки (від 50 % до 60 % циклу ходьби)

Початок маху – від відриву стопи до моменту «суміжних стоп» (от 60 % до 73 % циклу ходьби)

Середина маху (від «суміжних стоп» до позиції вертикального положення стегнової кістки махової ноги (від 73 % до 87 % циклу ходьби).

Завершення маху – від вертикального положення стегнової кістки до контакту п'ятки (від 87 % до 100 % циклу ходьби)

Завдання, які виконуються під час циклів

Перші 10% циклу ходьби відповідають завданню прийняття ваги, коли маса тіла передається з однієї кінцівки на протилежну.

Одноопорна підтримка (від 10 % до 50% циклу ходьби) – кінцівка, яка навантажена, приймає на себе вагу тіла, а протилежна виконує мах.

За даними моделювання контрактура колінного суглобу, в першу чергу, впливає на функцію підколінкових сухожилків м'язів задньої групи стегна (згиначів гомілки) до яких відносять *m. biceps femoris*, *m. Semitendinosus* и *m. Semimembranosus*

M. Biceps femoris (двоголовий м'яз стегна) – м'яз задньої поверхні стегна, складається з двох голівок – довгої (*Biceps Femoris-Long Head*) та короткої (*Biceps Femoris-Short Head*). *M. Biceps Femoris-Short* – єдиний м'яз, який відповідає за функцію згинання колінного суглобу [210]. Робота м'яза в умовах обмеження рухів в колінному суглобі наведено на рис. 4.2.

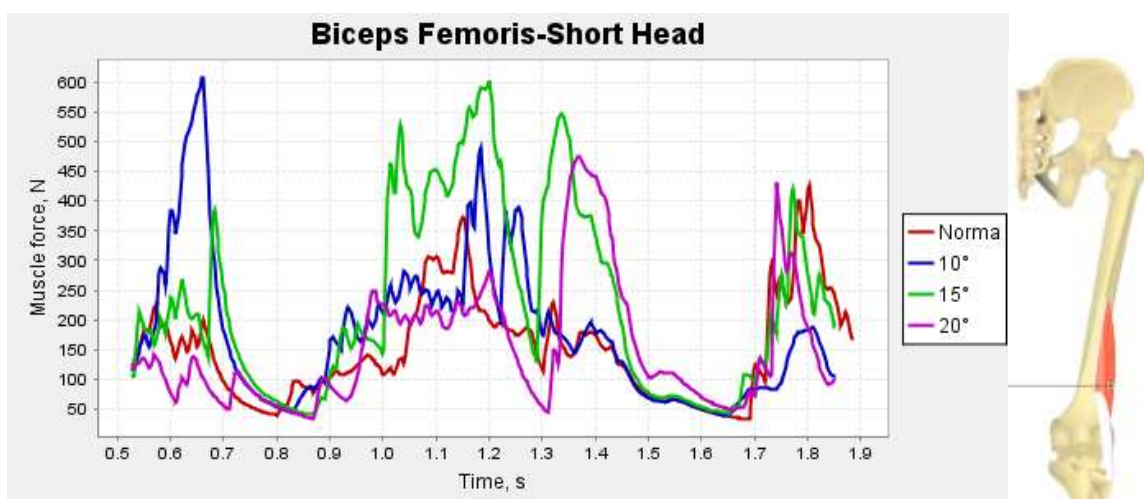


Рис. 4.2. Робота *m. Biceps Femoris-Short* при контрактурі колінного суглоба.

Аналіз отриманих результатів моделювання показав, що зі збільшенням ступеню обмеження рухомості колінного суглоба, збільшується необхідне для виконання кроку скорочення м'язів. Особливо це помітно у фазах заднього поштовху, відриву стопи від поверхні та напочатку переносу стопи (від 1,0 с до 1,4 с) при цьому колінний суглоб максимально розгинається. При контрактурах в 10° та 15° необхідно значне збільшення зусилля м'язів в цих фазах кроку, але

при контрактурі 20° м'яз практично не приймає участь в цих фазах руху. При контрактурі 15° та 20° пік скорочення м. Biceps Femoris-Short припадає на початок фази відриву пальців (1,35 – 1,37 с), тобто на момент, коли м'яз повинен виконувати свою безпосередню роботу – починати згинати гомілку для переносу стопи. В нормі, при контрактурі 10° скорочення м'язів виражено помірно.

М'язи задньої поверхні стегна м. Semitendinosus, м. Semimembranosus та м. Biceps Femoris-Long крім роботи по згинанню колінного суглобу, виконують функцію згинання та приведення стегна. Їх робота в умовах контрактури колінного суглобу наведена на рис.4.3.

M.Semitendinosus и м.Semimembranosus беруть початок від сідничного бугра та закінчуються у верхній частині медіальної поверхні великогомілкової кістки та в області медіального виростка великогомілкової кістки.

М. Biceps Femoris-Long, починається також від сідничного бугра, йде до верхньої голівки малогомілкової кістки, тобто при наявності контрактури в колінному суглобі, ці м'язи змінюють кут дії сили застосування.

Результати моделювання показали, що сила скорочення м.Semimembranosus збільшується у 2,5 рази у фазі переднього (0,65 с) та заднього (1,86 с) поштовхів, тобто в моменти максимального розгинання колінного суглобу. Аналогічно показана робота м.Semitendinosus, але скорочення в ці ж фази у 5-7 разів більші. При контрактурі 20° можна спостерігати практично відсутність роботи м. Semimembranosus и Semitendinosus, через їх контрактильний стан.

Робота м. Biceps Femoris-Long виглядає дещо по іншому. При контрактурі 10° зміни в роботі не значні, але при контрактурах у 15° та 20° спостерігається значне збільшення сили скорочення починаючи з моменту опори на стопу (1,0 с) до відриву пальців (1,5 с), тобто у фазі перекату стопи на її передній відділ, під час якого відбувається максимальне розгинання коліна.

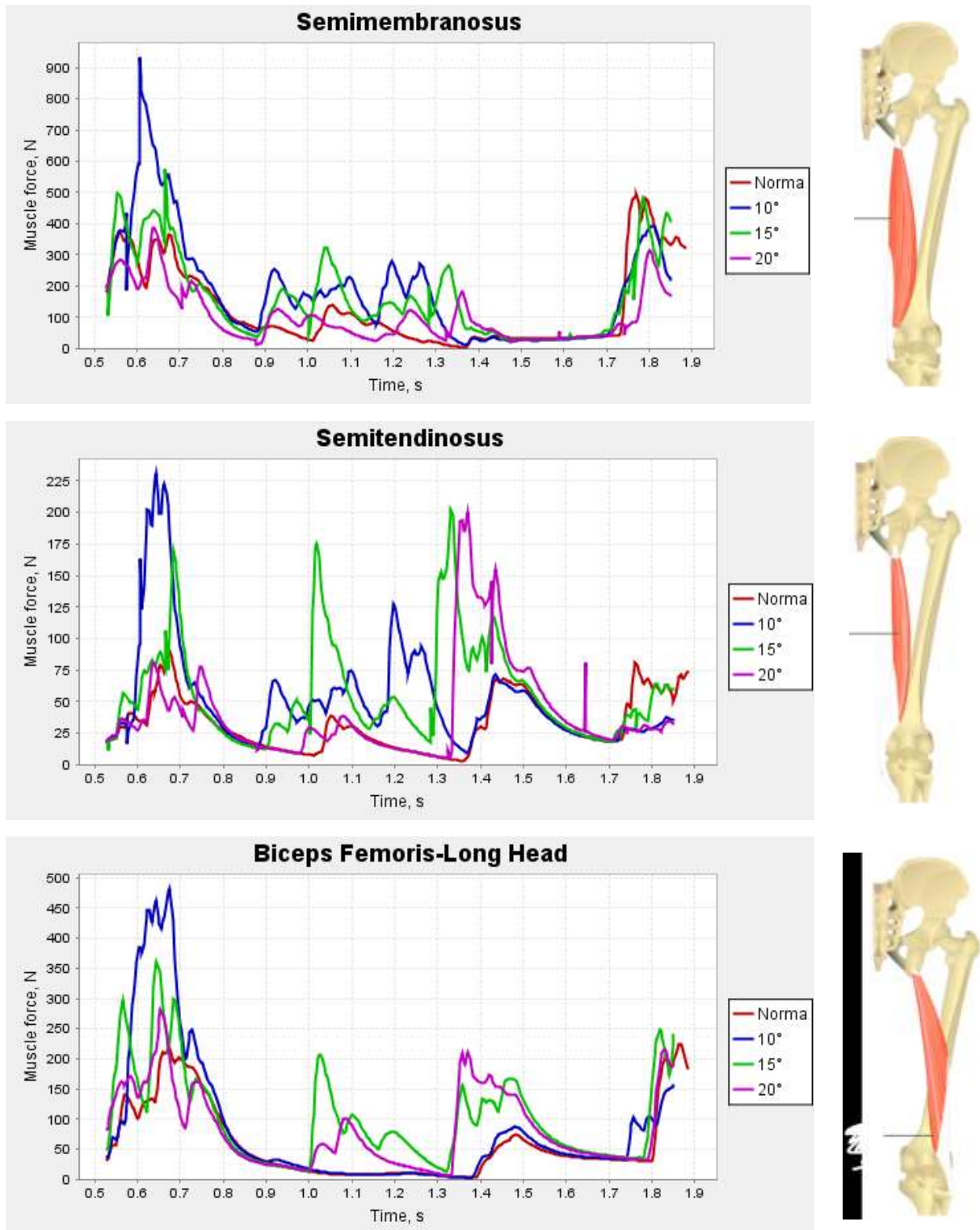


Рис. 4.3. Робота *m.Semimembranosus* (а), *m.Semitendinosus* (б) и *m.Biceps Femoris-Long Head* (в) при контрактурі колінного суглоба.

За згинання колінного суглобу відповідальні м'язи *Gracilis* та *Sartorius*, які здійснюють також згинання стегна. *M.Gracilis* приймає участь у приведенні, а

m.Sartorius у відведені стегна. Робота цих м'язів в умовах контрактури колінного суглоба наведена на рис. 4.4.

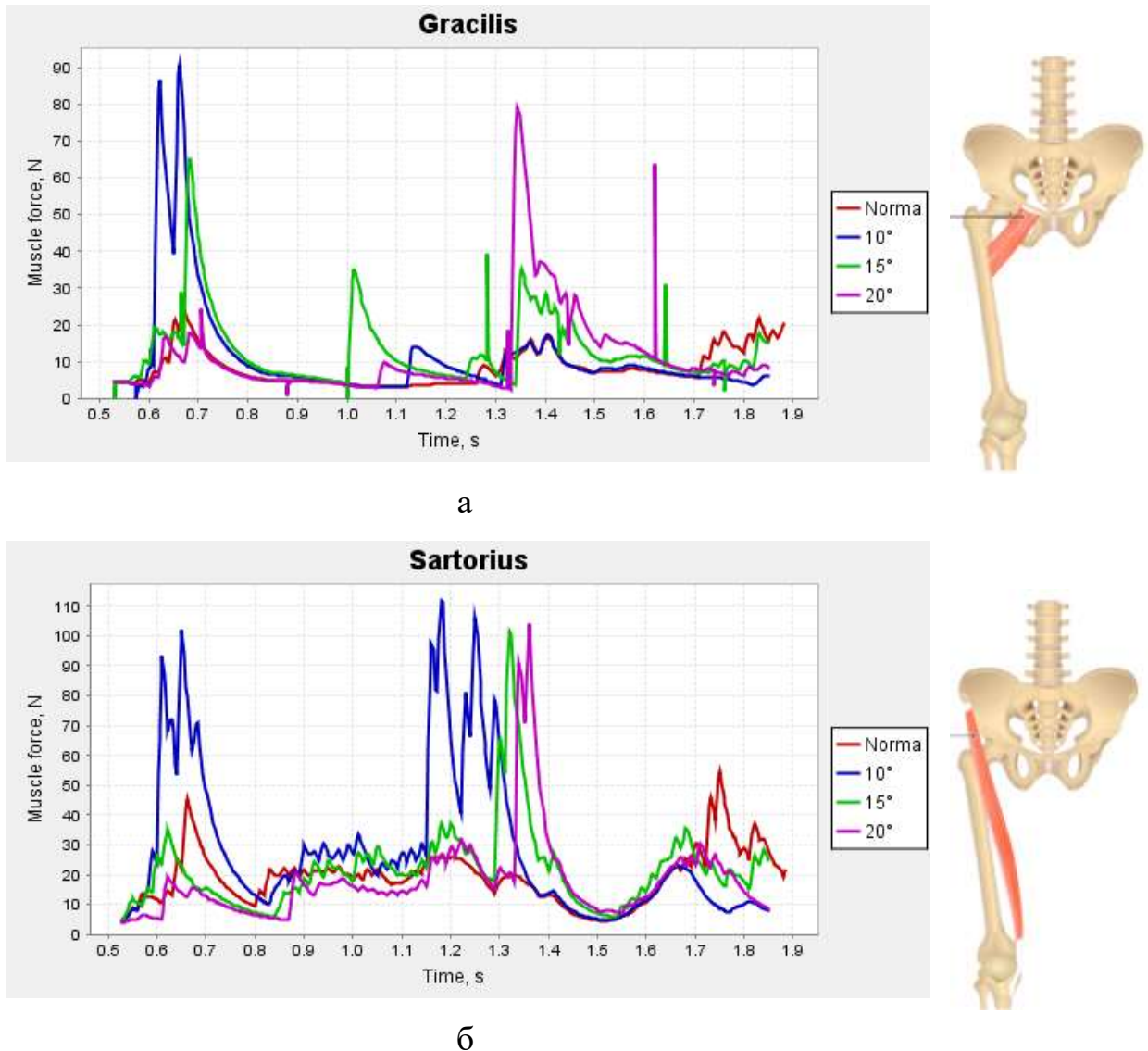


Рис. 4.4. Робота m.Gracilis (а) и m.Sartorius (б) при контрактурі колінного суглоба.

M.Gracilis проходить практично вертикально від нижньої сіднично-лобкової гілки до медіальної поверхні великогомілкової кістки, тому дуже чутлива до навіть незначних змін кута дії сили, що і показано на рис. 4, а. Якщо при контрактурі 10° зміни в роботі спостерігаються тільки в момент переднього поштовху (0,65 с та 1,86 с), то при контрактурах 15° та 20° скорочення м'яза

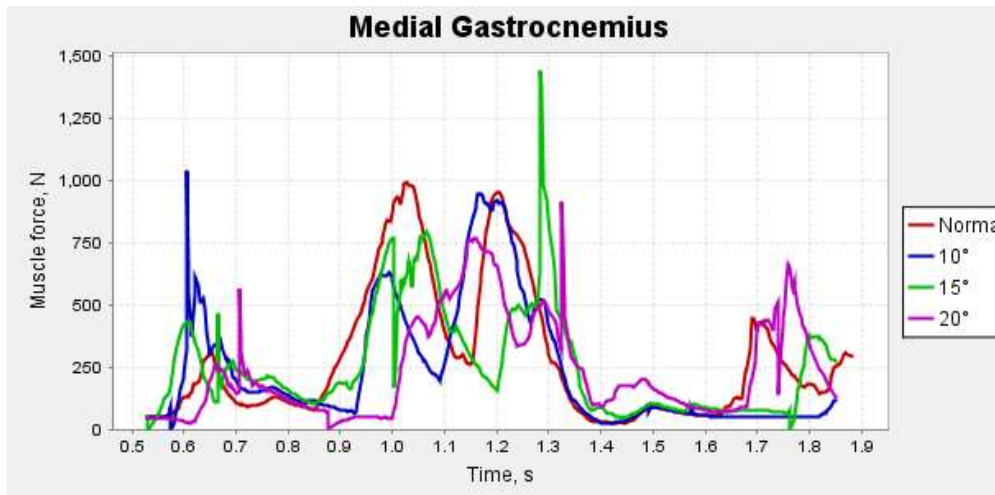
спостерігається у всіх фазах кроку, особливо у фазі переносу стопи (від 1,4 с по 1,6 с), причому скорочення збільшується зі збільшенням кута контрактури.

M.Sartorius – тонкий довгий поверховий м'яз передньої поверхні стегна, проходить від передньої верхньої клубової кістки через кульшовий та колінний суглоби до медіальної поверхні великогомілкової кістки. Отже, м'яз приймає участь в стабілізації тазу, кульшового та колінного суглобу. Як показують результати моделювання, найбільш перевантажений цей м'яз у фазі відриву пальців стопи та на початку фази переносу стопи (1,15 – 1,4 с).

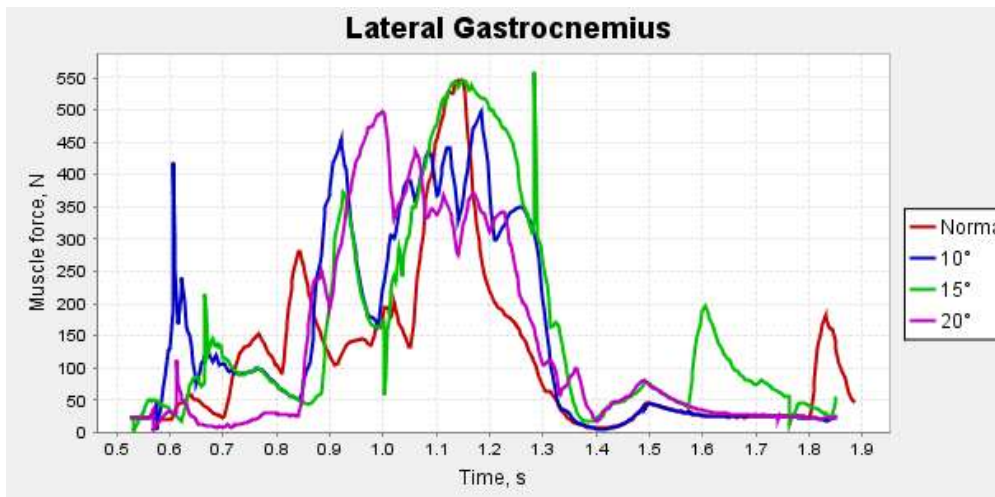
За згинання колінного суглобу та плантарне згинання стопи відповідають м'язи Medial и Lateral Gastrocnemius – м'язи задньої поверхні гомілки. М'язи беруть початок від капсули колінного суглобу та від косої підколінкової зв'язки та йдуть до п'яtkової кістки, займаючи всю задню поверхню гомілки [179]. Від якості їх роботи залежить також функціональність стопи (рис. 4.5), плавність перекаату стопи, ритмічність ходьби.

Виходячи з результатів моделювання, більш сильний м'яз m. Medial Gastrocnemius при збільшенні контрактури зменшує свою силу. В нормі м'яз має два моменти скорочення – на 1,0 с (фаза відриву п'ятки) та 1,2 с (фаза відриву пальці стопи), в цей період колінний суглоб максимально розігнутий. При контрактурі 10° зменшується сила скорочення на 1,0 с, при контрактурі 15° період скорочення м'яза розтягується до 1,3 с, тобто займає всю фазу перекаату стопи. При 20° обмеження рухів, його сила значно зменшена при опорі на стопу, але вимоги до сили збільшуються при розгинанні гомілки в остаточній фазі переносу стопи та у фазі переднього поштовху (1,75 с).

M. Lateral Gastrocnemius в нормі має один пік скорочення на 1,05-1,35 с, що відповідає фазі перекаату стопи на передній відділ, при контрактурах скорочення м'яза розтягується на весь одноопорний період кроку.



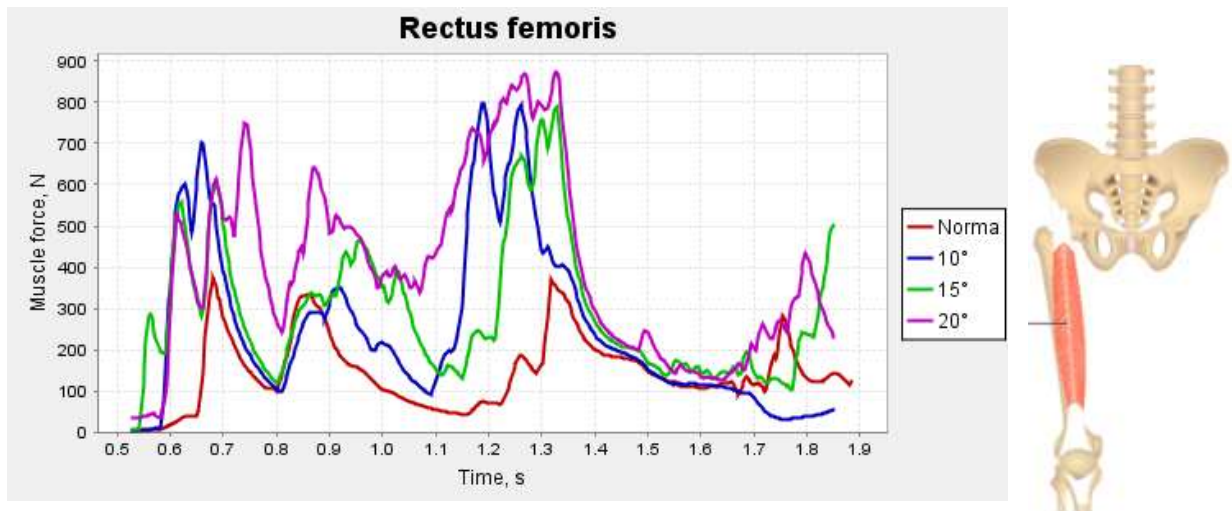
а



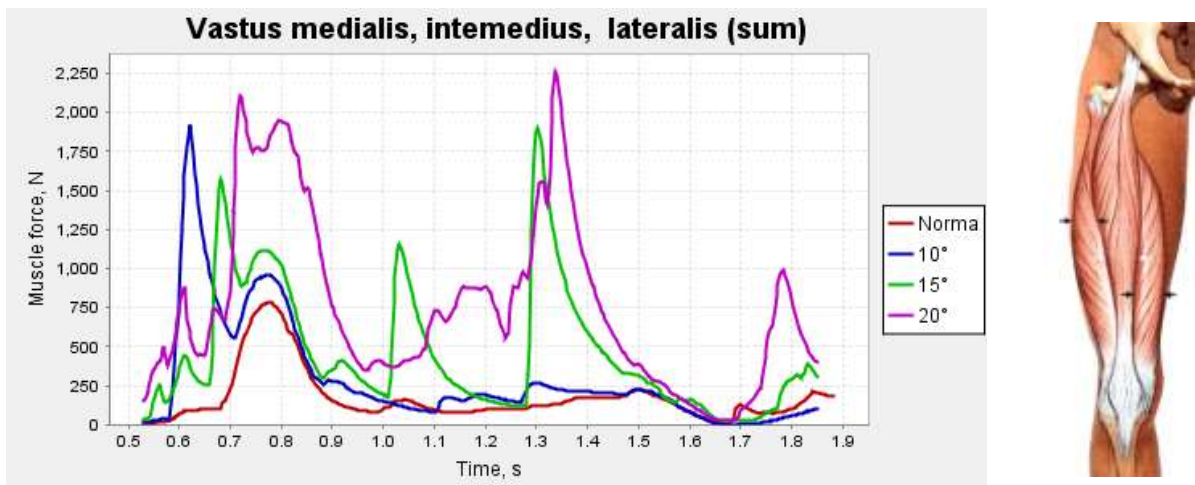
б

Рис. 4.5. Робота m. Medial Gastrocnemius (а) и m. Lateral Gastrocnemius (б) при контрактурі колінного суглоба.

M. quadriceps femoris (чотириголовий м'яз) – самий великий м'яз тіла людини [4]. Він складається з чотирьох порцій, які ми розглядаємо окремо: три порції m. Vastus lateralis (великий латеральний м'яз), m. Vastus medialis (медіальний широкий м'яз стегна), m. Vastus intermedius (проміжний широкий м'яз стегна) відповідають за розгинання колінного суглоба, а прямий м'яз стегна (m. Rectus femoris) додатково за згинання стегна. Vastus medialis, intermedius, lateralis працюють симетрично з незначним перевищенням сили латеральної порції, тому зручно аналізувати м'язи сумарно (рис. 4.6)



а



б

Рис. 4.6. Робота m. Rectus femoris (а) и Vastus medialis, intemedius, lateralis (sum) (б) при контрактурі колінного суглоба.

Зміни в роботі m. Rectus femoris при збільшенні ступеню контрактури гарно показані на рис. 5, а, сила скорочення м'яза у фазі перекату стопи на передній відділ збільшується в 3 рази, а при 20° переходить в стан постійного, тільки в період переносу стопи із зігнутим коліном (1,5-1,7 с) спостерігається зниження активності м'яза практично до нормального.

В аналогічному стані знаходиться широкий м'яз стегна. Якщо при контрактурі 10° зміни в роботі не значні, то вже при 15° спостерігаються піки

скорочення як при опорі на стопу, так й при переносі стопи, а при 20° контрактури м'яз знаходиться в стані скорочення постійно. Це пояснюється тим, що м'язи намагаються розігнути колінний суглоб в необхідні фази кроку, але їх сили недостатньо для виконання цієї функції.

За отриманими результатами моделювання можна зробити наступні висновки. Контрактура колінного суглобу не тільки порушує функцію самого суглобу, але й через універсальність роботи більшості двосуглобних м'язів стегна та гомілки патологічно впливає на функцію кульшового та гомілкового суглобів.

При контрактурах колінного суглоба найбільші зміни відбуваються у м'яз-розгиначах гомілки. Це можна пояснити тим, що для виконання нормального кроку необхідно повноцінне розгинання гомілки, й цим м'язам необхідно розвивати силу, яка здатна подолати контрактуру. Так, при наявності контрактури у 20° , для розгинання колінного суглобу модель повинна розвивати силу в 2250 Н, але в реальності за даними Delp (1990) [95] максимально можлива величина ізометричної сили становить 780 Н, що в 3 рази менше за потрібну.

На функціональність колінного суглобу найбільш за все впливає *m.Semitendinosus*. В нормі сила, яку розвиває цей м'яз при ходьбі, становить біля 90 Н, тоді як при контрактурах, необхідна сила збільшується до 200 Н, й хоча цей м'яз здатен розвивати до 330 Н, в наших моделях простежується його явне надмірне скорочення.

Значно порушується робота *m. Gracilis* и *m. Sartorius*. В нормі їх сила не перевищує 20 Н, а при обмеженні рухливості колінного суглоба необхідна сила збільшується в 4 й більше разів – до 90 – 110 Н, тобто м'яз працює на межі своїх можливостей (105-110 Н).

Із перевищенням своїх функціональних можливостей при контрактурах колінного суглобу працює *m. Biceps Femoris-Short*. Максимальна сила скорочення, яку здатний розвивати цей м'яз становить 400 Н, тоді як в моделях

с контрактурами колінного суглобу необхідне для нормальної ходьби зусилля сягає 900 Н, що, звісно, м'яз в реальних умовах розвивати не може.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Карпінська О.Д., **Обейдат Халед**. Робота м'язів, відповідальних за функціонування стопи в умовах контрактури колінного суглоба. // Ортопедія, травматологія та протезування. 2023. № 1. - С 49- 54. doi: 10.15674/0030-59872023149-54.

2. Фищенко В.А., **Обейдат Халед**, Робота м'язів нижньої кінцівки за умови згинальної контрактури колінного суглоба // Травма. – 2022. – Т. 23, №2. – С. 17-24. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.23.2022.886>

3. Тяжелов О.А., Карпинская Е.Д., Обейдат Халед Робота м'язів колінного суглоба при обмеженні його функціональності // Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування: Матеріали п'ятої всеукраїнської науково-практичної конференції, Запоріжжя, 2-4 вересня 2021. - Запоріжжя, 2021. – С. 80-81.

4. Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах колінного суглоба / Фіщенко В.О., Обейдат Халед, Тяжелов О.А., Карпінська О.Д. // Збірник наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України (Івано-Франківськ, 9-11 жовтня 2019 р.). – С.191

РОЗДІЛ 5

ОСОБЛИВОСТІ ХОДЬБИ ХВОРИХ З ОСТЕОАРТРОЗОМ КОЛІННОГО СУГЛОБУ ДО ТА ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ (КЛІНІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ЗА ДАНИМИ СИСТЕМИ GAITRITE)

Операція ендопротезування дозволяє усунути біль, вади дегенеративних процесів, але деякі порушення залишаються. При відмінному рентгенографічно підтвердженому клінічному результаті операції, у хворого може відмічатися кульгавість, різниця у довжині кроків та часу переносу стопи при ходьбі. Діагностування цих залишкових патологічних звичок і адекватна фізична реабілітацію дасть можливість хворим відновити повноцінність суглобів [46, 54].

Апаратні обстеження дозволяють стандартизувати оцінку стану хворих, мінімізувати помилки лікаря, дати можливість отримати цифровий матеріал, який дозволить оцінити функціональну спроможність пацієнта. [105]. Одним з таких інструментів є система GAITRite, яка призначена для оцінки функції ходьби людини.

Проведені дослідження стосуються визначенню часових та геометричних параметрів ходьби, оцінці функціональної спроможності хворих з дегенеративними захворюваннями колінного суглоба до лікування та через 1 рік після ендопротезування.

Часовими параметрами кроків є тривалість короткого кроку (Step Time) та довгого кроку (Cycle Time) (рис. 5.1).

Step Time (с). Час від першого контакту однієї ноги до першого контакту протилежної. Параметр визначається, як час від моменту торкання опорної поверхні п'яткою однієї стопи до моменту торкання поверхні п'яткою протилежної кінцівки, тобто тривалості одноопорного періоду кроку.

Результати аналізу тривалості часу безопорної фази кроку однієї ноги наведено в табл. 5.1.

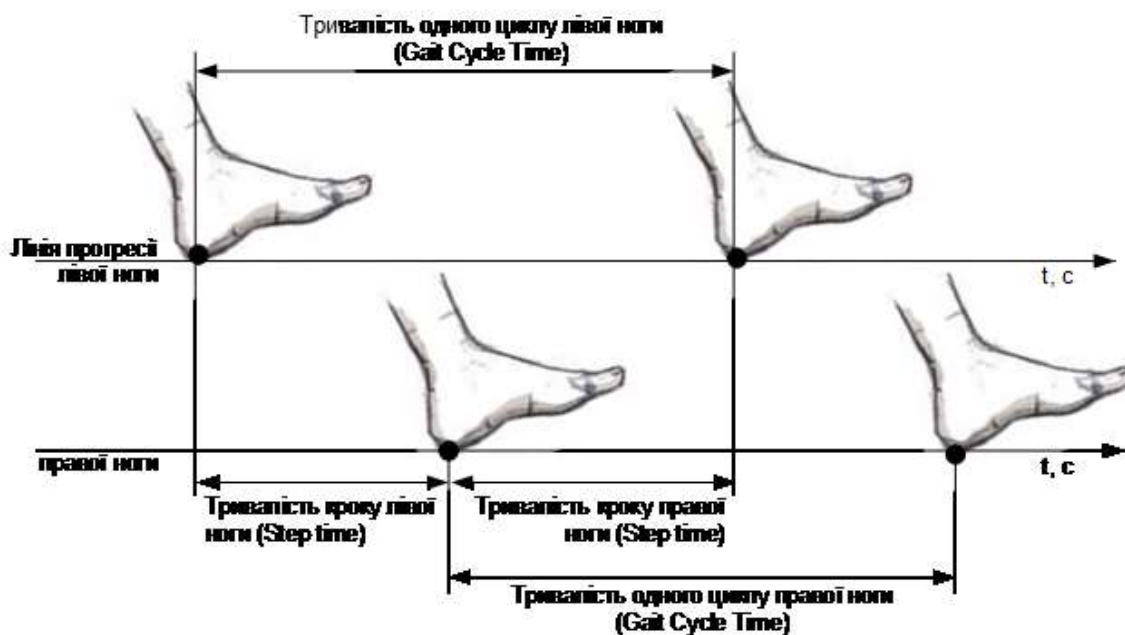


Рис. 5.1. Діаграми часових параметрів кроку.

Таблиця 5.1

Тривалість параметру Step Time у хворих до та після ендопротезування колінного суглобу

Кінцівка	Step Time, c		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік		
	$M \pm SD$ min ÷ max			
Здорова	0,68±0,23 0,49÷1,16	0,63±0,11 0,52÷0,85	r=0,300 p=0,513	0,05±0,22 t=0,578 p=0,585
Хвора	0,75±0,29 0,48÷1,30	0,61±0,09 0,52÷0,80	r=-0,103 p=0,827	0,13±0,31 t=1,129 p=0,302
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	-0,07±0,08 t=-2,366 p=0,046	0,01±0,05 t=0,778 p=0,466		

За даними статистичного аналізу було виявлено, що час переносу хворої стопи до лікування був статистично значущо ($p=0,046$) більшим ніж час переносу протилежної кінцівки, тобто опора здійснювалася на стопу більш здорової кінцівки. Через 1 рік після ендопротезування колінного суглобу у хворих відмічається не значне ($p=0,513$) зменшення часу переносу стоп обох кінцівок, але відмічається помітне вирівнювання цього параметру для обох кінцівок ($p=0,466$). Зміни цього параметру через рік після операції не значущі для обох кінцівок, що підтверджується відсутністю кореляції парних спостережень у часі та відсутністю різниці між показниками до та після ендопротезування на обох кінцівках. Відсутність різниці наочно показано на діаграмі (рис. 5.2).

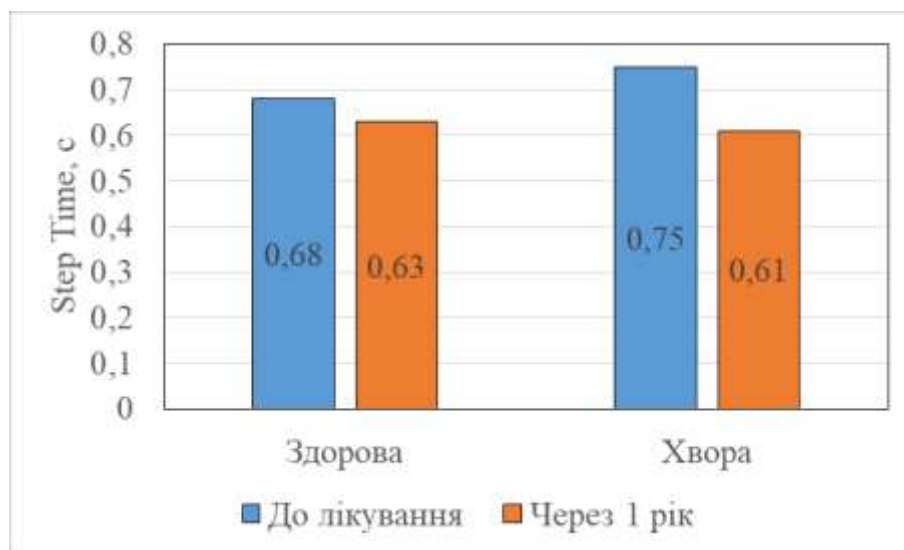


Рис. 5.2. Діаграма зміни параметру Step Time у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Аналіз параметру Step Time Differential є усередненим показником різниці тривалості одноопорної фази кроку, який розраховується за даними декількох кроків (табл. 5.2, показав, що після операції ендопротезування значно зменшилася різниця у тривалості кроків, але різниця між періодами спостереження виявилася не значущою ($p=0,280$), це продемонстровано на діаграмі (рис. 5.3).

Різниця тривалості одноопорної фази кроків (Step Time Differential) здорової та протезованої кінцівок у пацієнтів до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглобу

Параметр	Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік	
	$M \pm SD / 95\% CI$		
Step Time Differential (с)	0,07±0,07 0,00÷0,20	0,03±0,04 0,00÷0,11	0,04±0,08 t=1,187; p=0,280

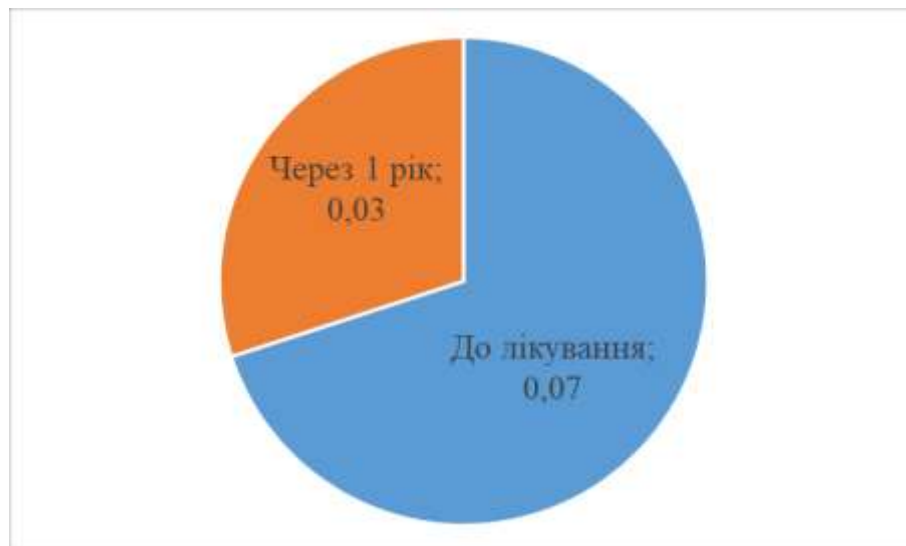


Рис. 5.2. Діаграма зміни параметру Step Time Differential (с) у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Наочно показано, що через рік після ендопротезування у пацієнтів різниця у середній тривалості опорної фази кроку між кінцівками стало помітно меншою (0,03±0,04) с, ніж до лікування (0,07±0,07) с.

Cycle Time (с) – це час між контактами п'яток послідовних кроків однієї кінцівки (рис. 1). Час, який містить одноопорну фазу кроку та фазу переносу стопи. Результати проведеного аналізу наведені в табл. 5.3.

Тривалість кроків (Cycle Time) у хворих до та через 1 рік після
ендопротезування колінного суглоба.

Кінцівка	Cycle Time, с		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік		
	$M \pm SD / \min \div \max$			
Здорова	1,33±0,32 0,97÷1,85	1,24±0,19 1,08÷1,65	r=0,050 p=0,916	0,06±0,37 t=0,617; p=0,560
Хвора	1,25±0,23 0,97÷1,72	1,25±0,19 1,04÷1,63	r=0,044 p=0,925	0,00±0,29 t=0,039; p=0,971
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	0,08±0,28 t=0,998 p=0,357	-0,00±0,03 t=-0,275 p=0,793		

До лікування у пацієнтів відмічали збільшення тривалості кроку відносно здорової кінцівки (1,33±0,32) с, ніж тривалість кроку хворої (1,25±0,23) с, але через значних розкид параметру (від 0,97 с до 1,85 с) різниця статистично не значуща (p=0,357).

Через рік після ендопротезування у хворих зменшилась тривалість кроків не оперованою кінцівкою, причому тривалість протезованою кінцівкою в середньому залишилась не змінною. Відмічене вирівнювання довжини кроків за рахунок зменшення тривалості кроку неоперованою кінцівкою, що представлено на діаграмі (рис. 5.4).

Як проілюстровано на діаграмі, тривалість кроку прооперованої кінцівки у пацієнтів через рік досягла рівня здорової, тобто відбулося повноцінне вирівнювання означеного параметру ходьби. До того ж, якщо тривалість кроку хворою кінцівкою не змінилося (від (1,25±0,23) с до (1,25±0,19) с), то тривалість

кроку здоровою кінцівкою зменшилася з $(1,33 \pm 0,32)$ с до $(1,24 \pm 0,19)$ с переважно за рахунок фази опори.

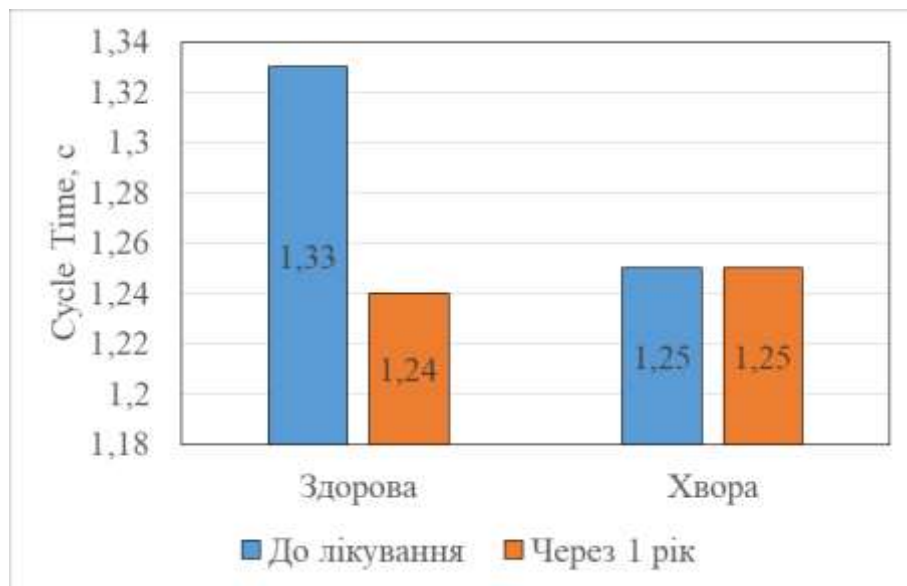


Рис. 5.4. Діаграма зміни параметру Cycle Time у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Аналіз різниці тривалості повних кроків протилежних кінцівок (Cycle Time Differential), визначається як середнє значення кількох кроків (табл. 5.4), показав відсутність зміни цього параметру ($p=0,388$) після ендопротезування колінного суглобу, у порівнянні зі значеннями до лікування, але в середньому різниця помітно зменшилася – з $(0,09 \pm 0,20)$ с до $(0,02 \pm 0,01)$ с.

Таблиця 5.4

Різниця тривалості одноопорної фази кроків (CycleTime Differential) здорової та протезованої кінцівок у хворих до та через 1 рік після ендопротезування колінного суглобу

Параметр	Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік	
	$M \pm SD / \min \div \max$		
Step Time	$0,09 \pm 0,20$	$0,02 \pm 0,01$	$0,07 \pm 0,20$
Differential, с	$0,00 \div 0,55$	$0,00 \div 0,04$	$t=0,931; p=0,388$

На діаграмі (рис. 5.5) показано, що через рік після ендопротезування у пацієнтів практично відновлюється довжина повних кроків, різниця їх тривалості зменшується ($0,07 \pm 0,20$) с.

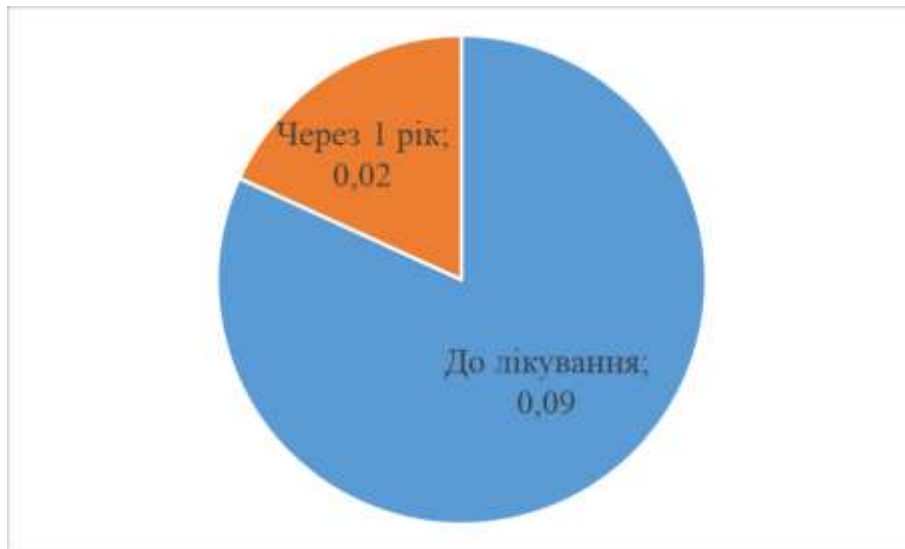


Рис. 5.5. Діаграма зміни параметру Cycle Time Differential (с) у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Геометричними параметрами кроків є: Stride Length, Н-Н Base Support, Step Length та Step Length Differential – параметр, який розраховує середнє значення між різницею довжини кроків.

Step Length (см) – відстань від центрів п'ятки відбитків слідів послідовних кроків протилежних стоп (рис. 5.6). Цей параметр визначає спроможність переносу стопи та має назву «довжина короткого кроку».

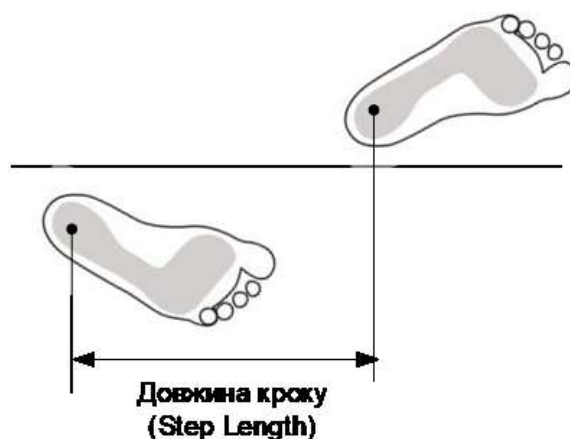


Рис. 5.6. Схема вимірювання довжини кроку.

Результати аналізу довжини короткого кроку (Step Length) наведені в табл. 5.5.

Таблиця 5.5

Довжина кроку (Step Length) у хворих до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглоба

Кінцівка	Step Length, см		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік		
	$M \pm SD$ 95% CI			
Здорова	45,05±20,06 13,77÷65,26	48,01±11,20 31,93÷65,34	r=0,759 p=0,048	-2,95±13,67 t=-0,572 p=0,588
Хвора	47,07±12,62 32,63÷61,20	47,74±8,95 36,01÷59,98	r=0,645 p=0,118	-0,67±9,67 t=-0,182 p=0,862
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	-2,02±8,77 t=-0,610 p=0,564	0,27±4,19 t=0,168 p=0,872		

Проведений статистичний аналіз виявив, що до лікування у хворих відмічали не значне ($p=0,564$) збільшення довжини короткого кроку хворої кінцівки на $(2,02 \pm 8,77)$ см у порівнянні з протилежною. Через рік після операції ендопротезування у хворих відмічалось вирівнювання довжини кроків – різниця становила лише $(0,27 \pm 4,19)$ см. Отже, збільшення довжини короткого кроку неоперованої кінцівки в середньому на 3 см, свідчить про збільшення опороспроможності протезованої. Однак зміни виявилися статистично не значущими, значущий коефіцієнт кореляції ($p=0,048$) середньої сили ($r=0,759$)

підтверджує позитивність змін на оперованій кінцівці. Зміни параметру наочно показано на діаграмі (рис. 5.7).

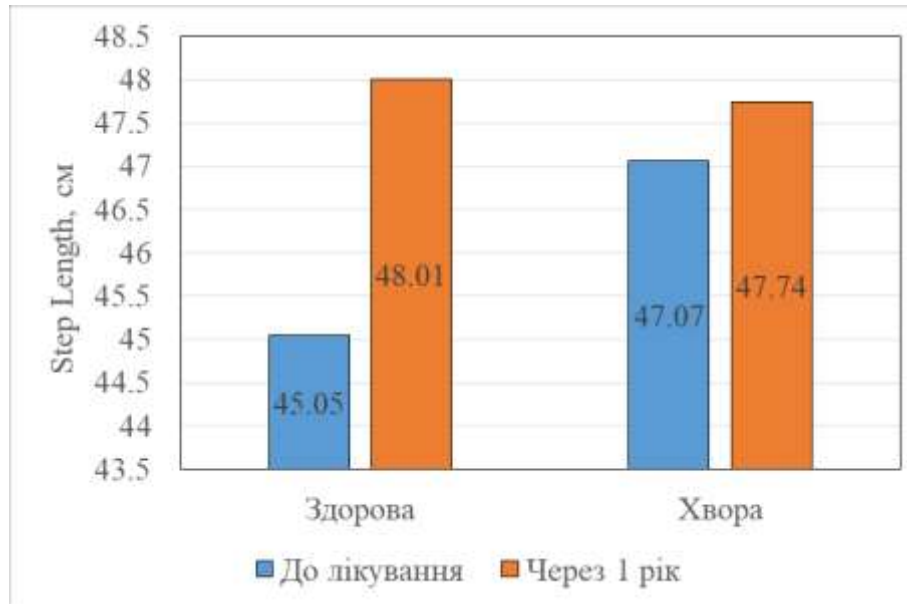


Рис. 5.7. Діаграма зміни параметру Step Length у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Аналіз різниці у довжині кроків протилежних кінцівок (табл. 5.6), вказує на те, що до лікування різниця зменшилася майже у двічі з $(6,07 \pm 6,23)$ см до $(3,48 \pm 1,88)$ см (рис. 5.6).

Таблиця 5.6

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

Параметр	Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік	
	$M \pm SD / \min \div \max$		
Step Length Differential, см	$6,07 \pm 6,23$ $0,67 \div 18,86$	$3,48 \pm 1,88$ $0,84 \div 5,36$	$2,59 \pm 6,58$ $t=1,041; p=0,338$

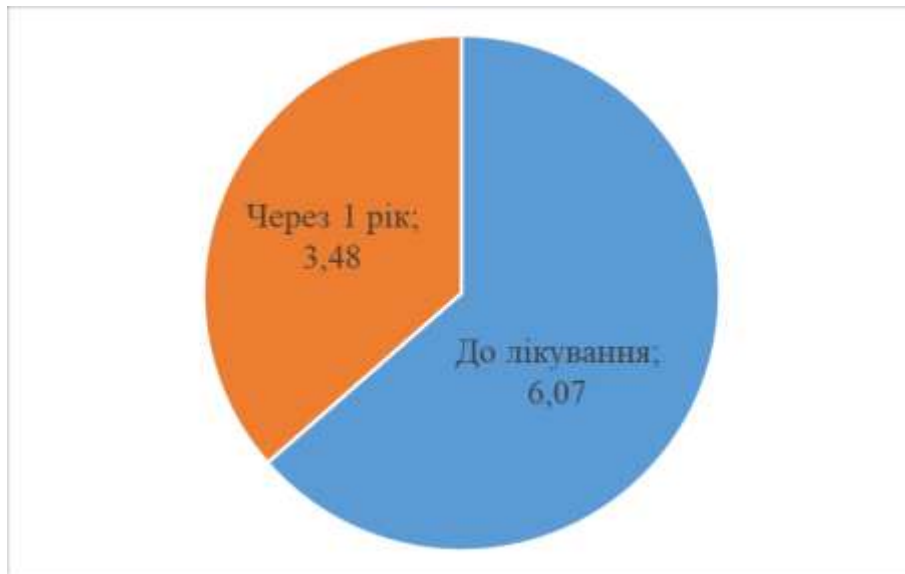


Рис. 5.8. Діаграма зміни параметру Step Length Differential у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Stride Length (см) – відстань між точками торкання п'яток двох послідовних відбитків стопи однієї кінцівки (рис. 5.9). Цей параметр включає в себе довжину стопи та довжину переносу стопи і має назву «довгий крок».

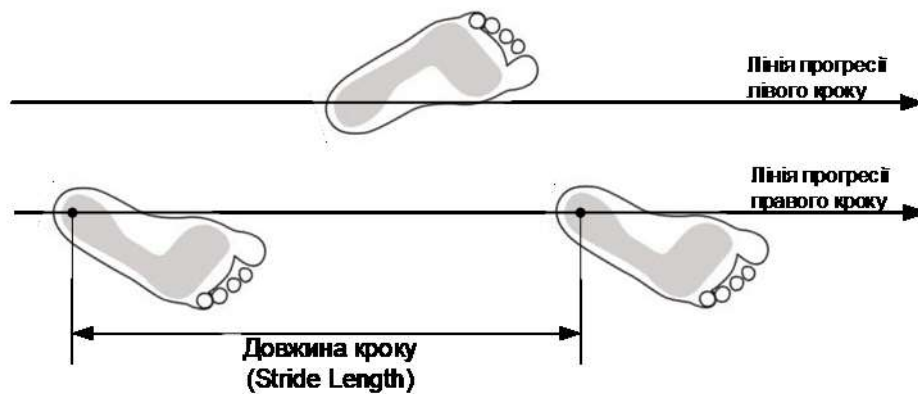


Рис. 5.9. Схема вимірювання довжини кроку.

Результати аналізу довжини довгого кроку (*Stride Length*) наведено в табл. 5.7

Довжина кроку (Stride Length) у хворих до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглоба.

Кінцівка	Stride Length, см		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік		
	M±SD min÷max			
Здорова	96,76±26,78 58,81÷126,87	96,62±19,73 68,57÷126,05	r=0,567 p=0,184	0,14±22,52 t=0,016 p=0,988
Хвора	97,48±26,88 58,76÷128,37	95,75±20,21 67,72÷125,72	r=0,618 p=0,139	1,73±21,45 t=0,213 p=0,838
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	-2,02±8,77 t=-0,610 p=0,564	0,87±1,59 t=1,450 p=0,197		

Статистичний аналіз Stride Length виявив цікаві особливості у ходьбі хворих з гонартрозом. В процесі лікування параметр практично не змінився. Довжина кроку неоперованої кінцівки залишилась практично без змін – різниця становить в середньому (0,14±22,52) см, а протезованої кінцівки зменшилася на (1,73±21,45) см. Не зважаючи на такі малопомітні зміни, через рік після ендопротезування колінного суглобу у хворих відмічалось збільшення симетричності параметру Stride Length з різницею в середньому (0,87±1,59) см.

Означені зміни у довжині кроку (Stride Length) показані на діаграмі (рис. 5.10), де видно, що через рік у пацієнтів зменшується довжина кроків для обох кінцівок, і якщо до лікування різниця становила (2,02±8,77) см, то через рік

після ендопротезування – $(0,87 \pm 1,59)$ см, що говорить про явне покращення ситуації з точки зору симетричності довжини кроків.

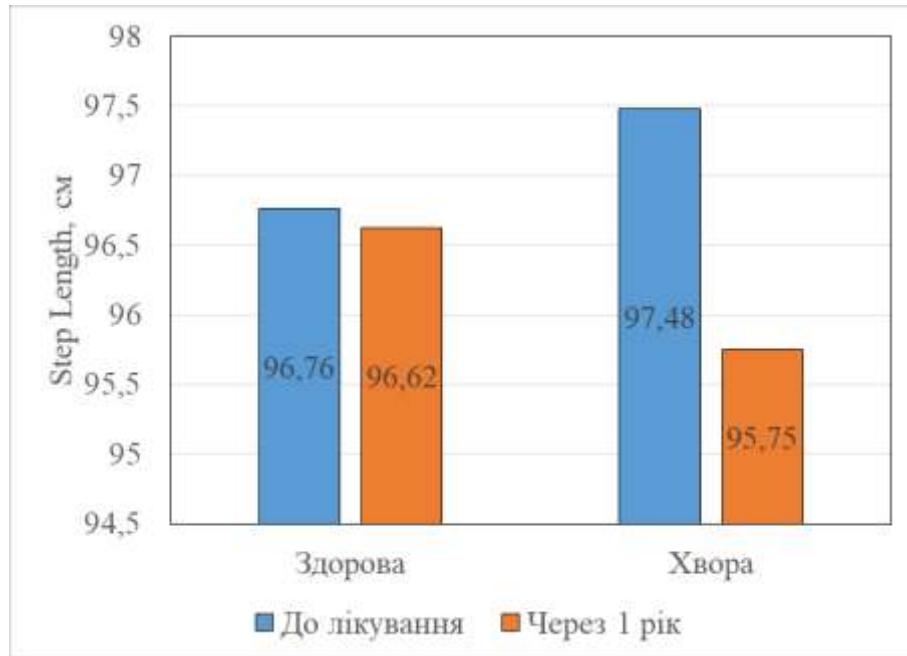


Рис. 5.10. Діаграма зміни параметру Stride Length у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

H-H Base of Support or Base Width – оцінює величину відхилення стопи у бік та визначається як відстань від центру сліду до лінії прогресії руху (рис. 5.11).

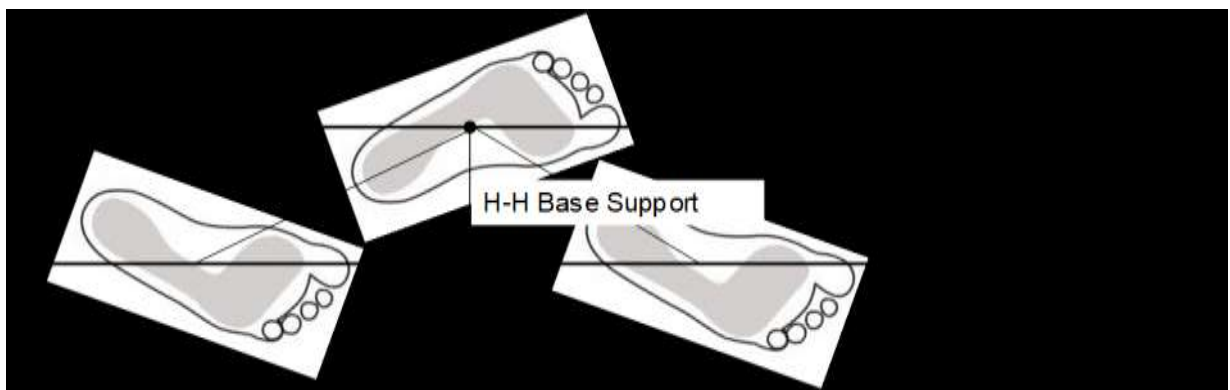


Рис. 5.11. Схема вимірювання довжини довгого кроку та ширини опори.

Результати статистичного аналізу наведені в табл. 5.8.

Значення параметру H-H Base Support у хворих до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглоба

Кінцівка	H-H Base Support, см		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
	До лікування	Через 1 рік		
	$M \pm SD$ min ÷ max			
Здорова	12,36±3,10 6,81÷16,29	13,63±3,99 9,22÷21,50	r=0,551 p=0,200	-1,28±3,45 t=-0,980 p=0,365
Хвора	12,17±3,60 6,11÷16,67	13,49±3,93 9,75÷21,47	r=0,568 p=0,183	-1,31±3,51 t=-0,991 p=0,360
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD}$ / t, p	0,18±0,75 t=0,641 p=0,545	0,15±0,62 t=0,624 p=0,556		

Статистичний аналіз цього параметру показав, що у хворих відмічається відсутність різниці ширини опори для обох кінцівок, тобто її симетричність, причому як до лікування (p=0,545), так і через 1 рік після ендопротезування колінного суглобу (p=0,556). Після ендопротезування відмічається не значне збільшення ширини опори для обох кінцівок десь біля 1,5 - 2,0 см.

На діаграмі (рис. 5.12) показано збільшення ширини опори у пацієнтів після ендопротезування.

Відносними показниками є тривалість одноопорної фази (Single Support), фази подвійної опори (Double Support) та тривалість опори на стопу (Stance).

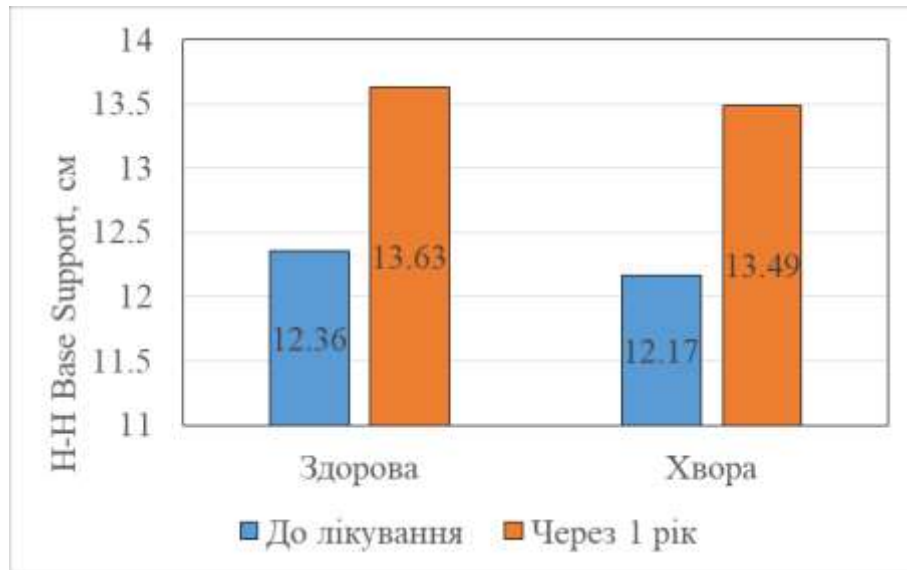


Рис. 5.12. Діаграма зміни параметру Stride Length у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Single Support (c) – час переносу стопи, який вимірюється як час між моментом відриву пальців до контакту п'ятки однієї стопи (рис. 5.13), та дорівнює часу опори протилежної кінцівки. Вимірюється в секундах та виражається у відсотках від часу повного циклу кроку стопи і показує долю часу опори на протилежну стопу.



Рис. 5.13. Схема вимірювання тривалості опори на одну стопу (Single Support).

Нижче наведені результати проведених статистичних досліджень

(табл. 5.9).

За даними проведеного статистичного аналізу у хворих не було визначено значущої різниці параметру Single Support між хворою та здоровою кінцівками, як до ендопротезування ($p=0,947$), так і через рік після нього ($p=0,741$). Зміни цього параметру не відбулося ($p>0,05$), хоча у пацієнтів спостерігається зменшення долі опори для обох кінцівок

Таблиця 5.9

Значення параметру Single Support (%) у хворих до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглоба.

Кінцівка	Single Support (%)		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік		
	$M \pm SD$ min÷max			
Здорова	38,03±7,09 24,1÷48,0	35,86±4,96 28,0÷42,2	r=0,477 p=0,279	2,17±6,43 t=0,893 p=0,406
Хвора	38,61±15,39 22,4÷71,2	36,67±2,55 33,0÷39,2	r=0,482 p=0,273	1,94±14,33 t=0,359 p=0,732
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	-0,59±22,33 t=-0,069 p=0,947	-0,81±6,23 t=-0,346 p=0,741		

Параметр Single Support (%) вимірюється для довгого кроку, і відповідно, як і для параметру Stride Length спостерігаються аналогічні дані, тобто, в процесі лікування зміни практично не відбуваються.

Double Support (%) – подвійна опора, період, коли обидві ноги

знаходяться на підлозі. Подвійна опора починається від контакту п'ятки однієї стопи та триває до моменту відриву пальців стопи протилежної кінцівки. Виражається у відсотках від часу повного циклу ходьби однієї ноги. Результати аналізу параметру наведені в табл. 5.10.

Аналіз показав, що до лікування час опори стопи здорової кінцівки статистично значущо ($p=0,035$) більше ніж опора на стопу хворої. Після операції ця різниця зменшується ($p=0,296$). Зменшення тривалості подвійної опори на неоперовану кінцівку через рік після ендопротезування також значуще ($p=0,039$), хоча спостерігається не значне (в середньому $(0,83\pm 5,32)\%$) зменшення тривалості частки подвійної опори на оперованій кінцівці. При цьому відновлюється симетричність параметру після ендопротезування.

Таблиця 5.10

Значення параметру Double Support (%) у хворих до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглоба.

Кінцівка	Double Support (%)		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік		
	$M \pm SD$ min ÷ max			
Здорова	$37,20 \pm 28,58$ 22,9 ÷ 40,7	$28,17 \pm 5,32$ 22,6 ÷ 36,4	$r=0,511$ $p=0,241$	$9,03 \pm 26,26$ $t=1,910$ $p=0,039$
Хвора	$28,37 \pm 5,76$ 23,0 ÷ 39,9	$27,54 \pm 4,57$ 22,3 ÷ 33,6	$r=0,490$ $p=0,265$	$0,83 \pm 5,32$ $t=0,412$ $p=0,695$
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	$8,83 \pm 23,36$ $t=1,850$ $p=0,035$	$0,63 \pm 1,45$ $t=1,144$ $p=0,296$		

Динаміка зміни параметрів наведена на діаграмі (рис. 5.14).

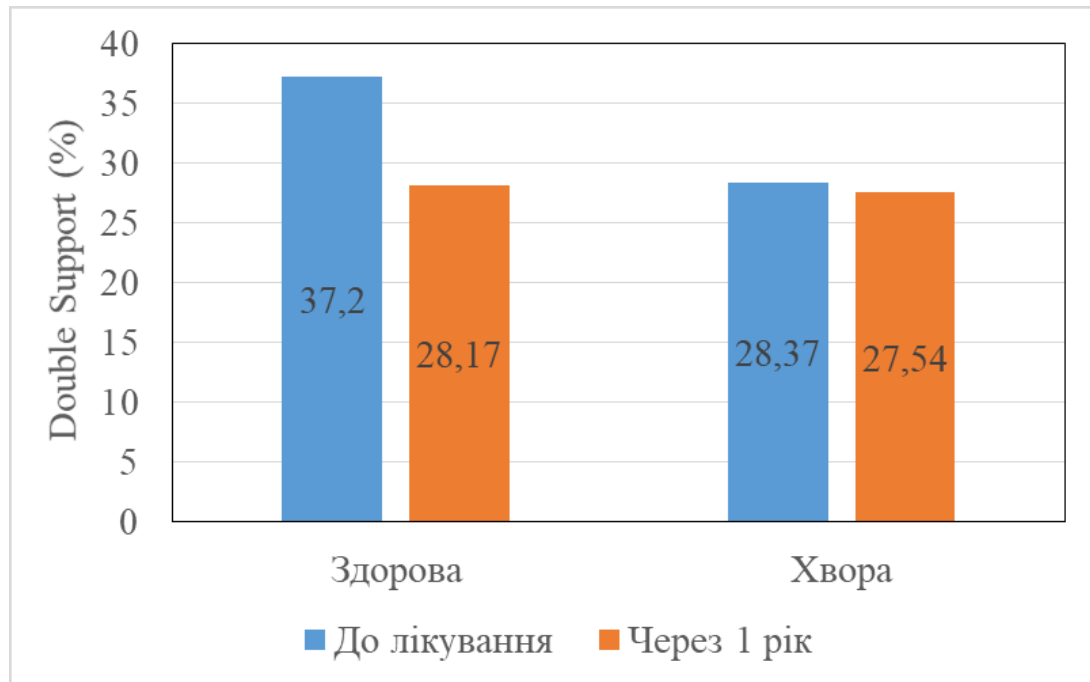


Рис. 5.14. Діаграма зміни параметру Double Support у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Stance (%) (час перекату стопи) – частина циклу кроку яка починається від моменту контакту п'ятки та триває до моменту відриву пальців однієї стопи. Показник виражають у відсотка до часу циклу кроку. Цей параметр є показовим через здатність визначати опороздатність стоп. Його зменшення може бути ознакою наявності болю або дискомфорту в кінцівці. Дані, отримані за результатами статистичного аналізу наведено в табл. 5.11.

Статистичний аналіз показав, що до лікування відмічається помітне $((4,47 \pm 11,28) \%)$ зменшення опори на стопу хворої кінцівки, хоча і не значуще ($p=0,355$). Через рік після ендопротезування колінного суглобу вирівнюється час опори на стопу обох кінцівок, причому зменшення часу опори на стопу не протезованої кінцівки становить $(1,97 \pm 6,16) \%$, опора на стопу протезованої кінцівки суттєво збільшується ($p=0,048$) на $(3,90 \pm 6,22) \%$. Дані зміни збільшили симетричність опори на стопи, це більш наочно наведено на діаграмі (рис. 5.15).

Значення параметру Stance (%) у хворих до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглоба

Кінцівка	Stance (%)		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
	До лікування	Через 1 рік		
	M±SD min÷max			
Здорова	65,00±7,33 53,8÷77,5	63,03±2,35 60,7÷66,3	r=0,616 p=0,141	1,97±6,16 t=0,846 p=0,430
Хвора	60,53±4,13 52,2÷65,8	64,43±5,05 58,0÷72,6	r=0,093 p=0,842	-3,90±6,22 t=-1,659 p=0,048
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD} / t, p$	4,47±11,28 t=1,049 p=0,335	-1,40±6,31 t=-0,587 p=0,578		

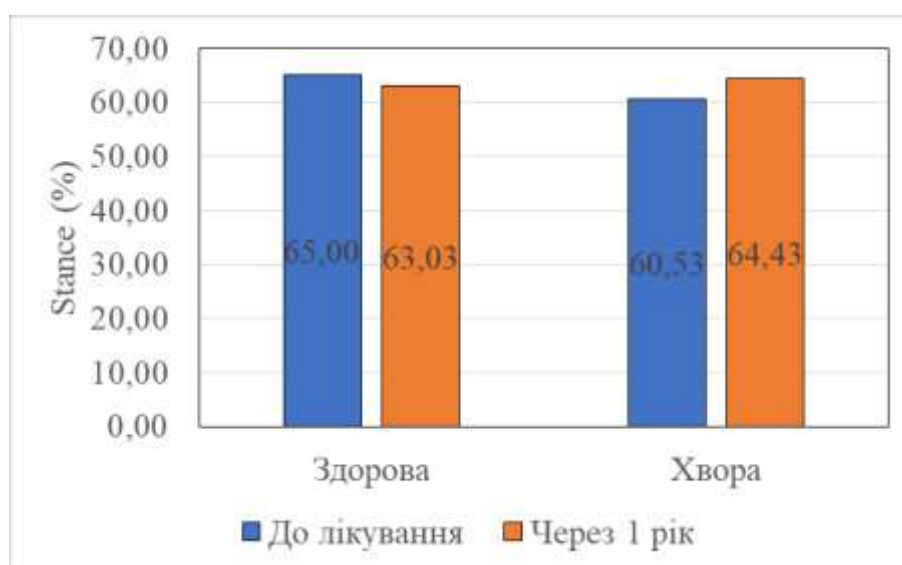


Рис. 5.15. Діаграма зміни параметру Stance у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Toe In/Out (град.) – кут розвороту стопи (рис. 5.16). В нормі кут розвороту стопи становить 5-7°. Одним з адаптаційних механізмів при патології суглобів нижньої кінцівки для зменшення болю може бути розворот кінцівки назовні або всередину.

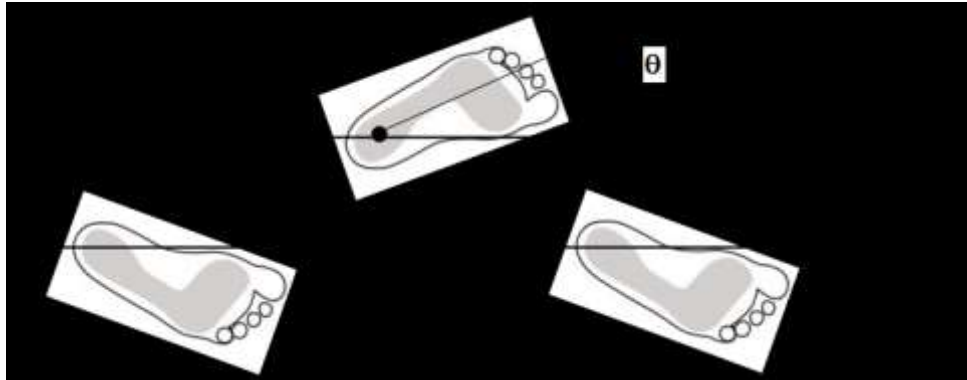


Рис. 5.16. Схема вимірювання кута розвороту стопи (Тое).

При гонартрозі у хворих також відмічається розворот стопи, переважно назовні, що можна пояснити додатковою адаптацією для підтримки рівноваги при опорі на кінцівку. Результати аналізу наведені в табл. 5.12.

За даними статистичного аналізу у хворих до ендопротезування колінного суглобу спостерігається збільшений кут розвороту стопи назовні в середньому біля 10°, причому обох.

Після ендопротезування в середньому спостерігається нормалізація кута до нормального рівня (норма $\sim 7^\circ$) для здорової кінцівки, у той же час на протезованій, кут залишається збільшеним. Розкид значень кута розвороту ступи значний, але статистичної різниці не виявлено. Динаміка зміни відображена на рис. 5.17.

Velocity (см/с) – визначається як відношення пройденної відстані до часу витраченого на ходьбу.

Mean Normalized Velocity – розраховується як відношення швидкості до середньої довжини ноги і виражається як «довжина ноги в секунду» (LL/s). Цей параметр має високу інформативність, тому, що довжина кінцівок впливає на швидкість ходьби.

Значення параметру Toe In/Out (град) у пацієнтів до лікування та через 1 рік після ендопротезування колінного суглоба

Кінцівка	Toe In/Out, град		Коефіцієнт кореляції	Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD}$ / t, p
	До лікування	Через 1 рік		
	$M \pm SD$ min÷max			
Здорова	10±10 0÷29	6±6 -1÷14	r=-0,046 p=0,922	4±11 t=1,029 p=0,343
Хвора	11±6 4÷19	9±5 4÷16	r=0,601 p=0,154	2±5 t=0,937 p=0,385
Статистична значущість різниці між кінцівками, $\overline{M \pm SD}$ / t, p	-1±12 t=-0,162 p=0,877	-3±5 t=-1,803 p=0,121		

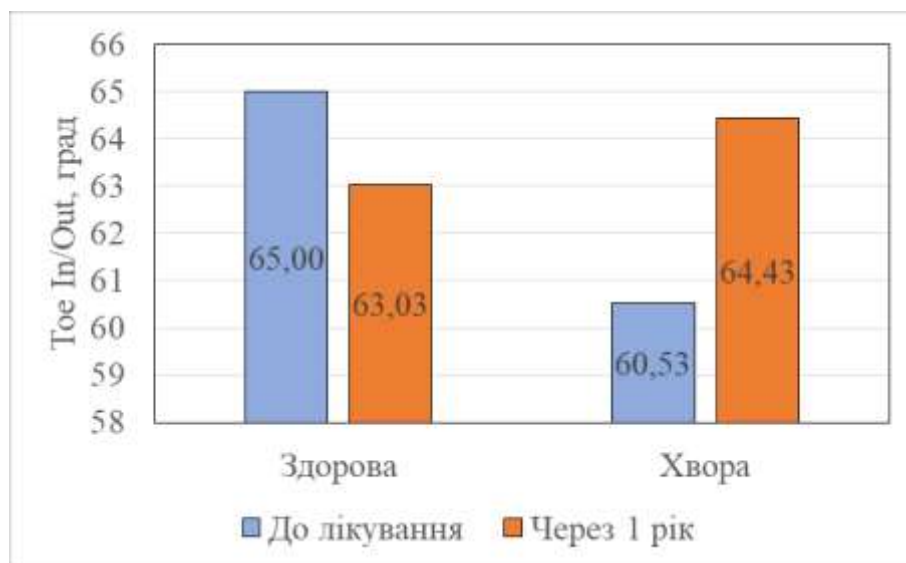


Рис. 5.17. Діаграма зміни параметру Toe In/Out у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Аналіз швидкісних параметрів (табл. 5.13) не виявив помітної різниці зміни середньої нормалізованої швидкості ($p=0,909$).

Таблиця 5.13

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 1 рік	
Velocity (cm/s)	M \pm SD	77,3 \pm 33,7	79,5 \pm 23,9	-2,29 \pm 30,96 t=-0,195 p=0,852
	min÷max	34,2÷107,0	52,2÷113,2	
Mean Normalized Velocity (LL/s)	M \pm SD	1,0 \pm 0,5	1,0 \pm 0,3	-0,02 \pm ,41 t=-0,119 p=0,909
	min÷max	0,37÷1,47	0,66÷1,46	

За даними аналізу визначено, що швидкість варіює у широкому діапазоні значень як до лікування - від 34,2 см/с до 107 см/с, так і після ендопротезування - від 52,2 см/с до 113,2 см/с. Значний розкид значень швидкості обумовив статистичну незначущість змін, але у всіх пацієнтів відмічалось збільшення швидкості пересування як відносно нижньої межі параметру, так і верхньої. Динаміка зміни цього параметру наведена на рис. 5.18.

Важливим показником оцінки функціональності ходьби є *Functional Ambulation Performance score* (FAPS) (див. розділ 2). Результати аналізу наведені в табл. 5.14.

Значення інтегрального показнику FAPS оцінюється таким чином; добрий - 85-95 %, задовільний – 70-84 %, незадовільний – нижче 69 %. При користуванні пацієнтом додаткових засобів опори оцінка FAPS знижується. Аналіз FAPS наведено в табл. 5.14

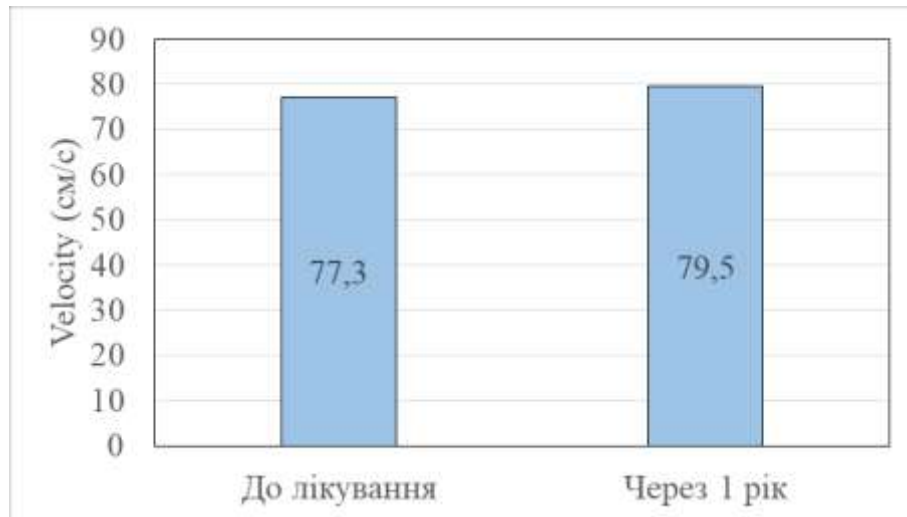


Рис. 5.18. Діаграма зміни параметру Velocity у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

Таблиця 5.14

Результати аналізу показника FAPS (%) у хворих до та після ендопротезування колінного суглобу

Параметр		Період спостереження		Статистична значущість різниці між періодами $\overline{M \pm SD} / t, p$
		До лікування	Через 1 рік	
FAP Score, %	$M \pm SD$	79 \pm 24	85 \pm 10	-6,29 \pm 19,44
	min \div max	47,0 \div 99,0	68,0 \div 99,0	t=-0,855; p=0,425

Проведений статистичний аналіз показав, що до лікування FAPS хворих змінювався в широких межах – від 47 %, що оцінюється, як незадовільний стан, до 99 % - гарний результат. Це обумовлено станом хворих, які звернулися для лікування. На ранньому періоді захворювання зміни в ходьбі пацієнтів ще не набули стійких патологічних ознак. У хворих з тривалим перебігом остеоартрозу вже були сформовані хибні звички пересування. За даними аналізу рівень FAPS у хворих в середньому підвищився.

Треба відмітити, що у хворих, FAPS яких був більше 95 % через рік відмічали його зменшення, але не нижче 94 %. У хворих, FAPS яких оцінювався

як незадовільний, його рівень збільшився до 70% (задовільний).

Хворі похилого віку мали рентгенологічний результат ендопротезування який оцінювався як гарний, але через те, що вони продовжували користуватися додатковими засобами опори оцінка FAPS була меншою. Динаміка зміни FAPS наведено на рис. 5.19.



Рис. 5.19. Діаграма зміни параметру FAPS у пацієнтів до та через 1 рік після ендопротезування.

За проведеними дослідженнями параметрів ходьби хворих з гонартрозом можна зробити такі узагальнення.

У хворих на гонартроз до лікування з спостерігається порушення ходьби у вигляді несиметричності кроків. Зменшується час опори на стопу, і відповідно, збільшується часу переносу стопи хворої кінцівки. Зменшення часу опори характеризується параметрами Single Support та відносним показником Stance, час переносу стопи відповідно показниками Step time та Cycle step time, а також відносними показниками Single та Double Support. Зміни на хворій кінцівці відображуються і на протилежній. Намагання до збільшення швидкості пересування при обстеженні, викликає збільшення рушення на відносно здоровій кінцівці у вигляді збільшення довжини кроку та скорочення часу переносу стопи хворої кінцівки.

Після протезування у пацієнтів відбуваються зміни параметрів кроків у вигляді збільшення часу опори на протезовану кінцівку і зменшення часу опори на стопу протилежної кінцівки, що впливає на збільшення симетричності параметрів кроків.

Збільшення показника функціональності ходьби пов'язано зі зменшення больового синдрому та відновленням опірності кінцівки. Треба відмітити, що ОА є системним захворюванням і розвивається, як правило, на обох колінних суглобах, в дегенеративний процес часто залучаються інші суглоби нижніх кінцівок. Тому хворих похилого віку FAPS після ендопротезування сягає задовільних значень. Треба відмітити, що ми розглядали хворих після ендопротезування на одному колінному суглобу, а це не завжди дає одразу очікуваний гарний результат.

Ступінь порушення динаміки ходьби допомагають визначити інструментальні методи дослідження. Ендопротезування колінного суглобу дозволяє усунути больовий синдром, відновити опірність кінцівки, що в свою чергу сприяє покращенню ходьби. Даний метод оцінки дає можливість визначити ступінь відновлення хворих та скоригувати необхідність подальших методів корекції ходьби чи план подальшого лікування.

За матеріалами розділу опубліковано:

1. Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська О.Д. Інтегральна оцінка якості ходьби хворих на гонартроз до та після ендопротезування // Травма. – 2023. – Т. 24, № 1.

2. **Обейдат Халед**, Карпінська О.Д., Московко Г.С. Особливості ходьби хворих з остеоартрозом колінного суглобу до та після ендопротезування за даними системи GaitRite // Травма. 2021. - № 6. – С. 10-18. Doi: 10.22141/1608-1706.6.22.2021.249596.

3. Біомеханічні особливості ходьби хворих на гонартроз з контрактурами колінного суглоба / Фіщенко В.О., Обейдат Халед, Карпінська О.Д. //

Матеріали 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 (19-20 вересня 2019 р., Дніпро) – Дніпро: «Ліра», 2019. – С. 10

РОЗДІЛ 6

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ РЕАБІЛІТАЦІЙНИХ ЗАХОДІВ ПІСЛЯ ТОТАЛЬНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КОЛІННОГО СУГЛОБУ

6.1 Реабілітаційні заходи ведення хворих до та після ендопротезування колінного суглобу

Тотальне ендопротезування (ТЕП) колінного суглобу – ортопедична операція, яка полягає в заміні суглобових поверхонь колінного суглобу гладким металом та поліетиленовим пластиком [99]. Ендопротезування колінного суглобу направлено на покращення якості життя людини з ОА шляхом зменшення болю та покращення функції суглоба. Кількість операцій ТЕП збільшується у всіх країнах [133], причому зростає кількість пацієнтів у віці до 60 років [204].

В залежності від ступеня руйнування структур суглобу та стану пацієнта операція ТЕП колінного суглоба може мати різні варіанти: протез може армуватися цементом або без нього; надколінок може бути заміненим або відновленим для відновлення розгинального механізму [159]; може виконуватися підхід з розділенням *m. quadriceps femoris* або з його збереженням [73]; хрестоподібні зв'язки можуть бути видалені чи збережені. Існують різні типи хірургічних доступів, конструкцій та фіксацій [184]. Монокандилярна чи пателлофеморальна заміна колінного суглоба виконуються в залежності від ступеня захворювання.

Передопераційна фізіотерапія

Перед ендопротезуванням пацієнтів навчають вправам після операційної реабілітації. Це дозволяє хворим почати більш ефективно виконувати відповідні вправи одразу після операції. Програма передопераційної підготовки

призначена оптимізувати функціональний стан пацієнтів, а також полегшити післяопераційне відновлення. Реабілітаційні програми перед операцією ендопротезування повинні включати функціональні вправи для нижніх кінцівок, вправи, які зміцнюють обидві нижні кінцівки, та зосереджуватися на контролі пози [125].

Доказів щодо ефективності передопераційної фізіотерапії для оцінки сили нижніх кінцівок, болі, діапазону рухів або термінів перебування в стаціонарі після операції ТЕП колінного суглобу недостатньо [66, 86, 128, 147].

Післяопераційна реабілітаційна програма

Зазвичай пацієнтів виписують через кілька днів перебування в лікарні, реабілітацію проводять в амбулаторних умовах або самостійно дома впродовж 1 тижня після виписування.

Для розробки після операційної програми реабілітації оцінюється стан пацієнта.

Суб'єктивна оцінка включає основні та додаткові обстеження:

- наявність операційних та післяопераційних ускладнень, якщо такі наявні;
- скарги на біль в колінних суглобах, інші скелетно-м'язові захворювання, якщо такі є;
- супутні захворювання;
- соціальні фактори та домашні умови;
- прогрес ранньої реабілітації (в стаціонарі та домашніх умовах);
- біль та інші симптоми, наприклад оніміння, набряки;
- очікування від операції та реабілітації;
- конкретні функціональні цілі.

Об'єктивна оцінка включає основні та додаткові обстеження:

- огляд хірургічної рани або рубця;
- наявність ознак інфекції (почервоніння, спайки шкіри, аномальне тепло та припухлість, лихоманка або озноб. Наявність ознак інфекції потребує

направлення до лікаря;

- набряк колінного суглобу;

- відповідні лабораторні дані щодо стану пацієнта (перелік залежить від ситуації).

- перевірка на наявність тромбозу глибоких судин та може включати як УЗД, так і аналіз функціональних ознак – біль у грудях, задишка, почервоніння або зміна кольору литок, болю або нежиті), у разі підозри на тромбоз необхідно направлення до лікаря;

- оцінка ознак запалення та набряків, активації м'язів, відповідальних за функціонування колінного суглобу;

- активний та пасивний діапазон рухів колінного суглоба у положенні на спині;

- сила м'язів нижніх кінцівок.

- оцінка ходьби (вибір тесту залежить від стану пацієнта)

- оцінка запобігання навантаження оперованої кінцівки.

Основні етапи післяопераційної реабілітації.

Етап I (до 2-3 тижнів після операції). Основна мета першого реабілітаційного періоду після ендопротезування колінного суглобу полягає, у першу чергу, у зниженні больового синдрому та загоєнні операційного шва. Для усунення болю хворомуможуть бути призначені знеболювальні препарати та фізіопроцедури, спрямовані на зниження больового синдрому.

В перші тижні пацієнту необхідно досягнути згинання оперованого колінного суглобу до 90° та повного розгинання колінного суглоба. Вправи на повне розгинання колінного суглобу призвані запобігти розвитку вторинних згинальних контрактур, а обмеження згинанні до 90° захищають операційний шов та забезпечують загоєння рани. Функціональна активність дозволяє запобігти набряку тканин навколо оперованого колінного суглоба.

При адовільному стані пацієнта можна починати навчання користуванням сходами, при цьому пояснити, що при підйомі по сходах веде

неоперована кінцівка, при спуску – прооперована.

Перший реабілітаційний етап повинен включати загальні фізичні вправи для зміцнення м'язів нижньої кінцівки. Вправи можна проводити лежачі на жорсткому ліжку (полу, спеціальних тренажерах) або сидячі.

- підшовне та тильне згинання надп'яtkово-гомiлкового суглобу,
- зміцнення чотириголового м'яза здійснюється підйомом зігнутої, а пізніше прямої ноги, стопа повинна бути максимально зігнутою. На першому етапі можливо піднімати ноги за допомогою рушника, проведеного під коліном;

- згинання колінного та кульшового суглобів. Спочатку вправи виконуються лежачи чи сидячи, а потім стоячи, тримаючись за опору;

- скорочення сідничних м'язів;
- відведення та приведення стегна. Спочатку вправи виконуються на ліжку чи стільці, з часом стоячи з додатковою опорою.

Кращий ефект досягається шляхом включення до вправи прийому постізометричної релаксації м'язів, тобто фіксація на декілька секунд в максимально напруженому стані із поступовим розслабленням на відпочинок на той же час.

Етап II (4-6 тиждень). На цьому етапі проводиться закріплення досягнень на попередньому етапі. Продовжується тренування чотириголового м'яза, завдяки яким треба досягти повного контролю за підйомом ноги. Досягти повного розгинання колінного суглобу та згинання до 105° .

Розширення діапазону рухомості колінного суглобу необхідно для комфортної ходьби (65°), підйому по сходах (85°), сидіння та стояння (95°) [110].

Збільшення активності пацієнтів може потребувати використання м'язких ортезів для запобігання ускладнень.

Етап III (6-8 тижні). На цьому етапі в програму реабілітації включають силові вправи, корекцію координації та збільшення інтенсивності активних дій.

Ендопротезування колінного суглобу покращує функції, пов'язані з балансом – контролю пози, рівноваги при одноопорному стоянні, баланс навантаження при стоянні та ходьбі [50, 82, 174, 207], але тренування як до операції для виробітки правильного виконання вправ, так і у після операційний періоді необхідні для закріплення ефекту та виправлення неправильно сформованих хибних звичок в процесі перебігу хвороби.

Вправи на рівновагу включають ходьба по маркерам, які відмічають довжину кроку з поступовим збільшенням швидкості пересування та довжини кроків, переступання через предмети, спочатку не високі, потім з поступовим збільшенням їх висоти. Десять на 8 тижнів при достатньому контролі протезованого коліна, в програму можна включати вправи одноопорного стояння спочатку з додатковою опорою, а потім без неї [164].

Після III етапу (від 8 тижня до року) пацієнти можуть проходити індивідуальні програми реабілітації, які передбачають корекцію набутих хибних звичок стояння та пересування, які сформувалися в процесі перебігу хвороби.

Пацієнти продовжують тренування для зміцнення сили м'язів, одночасно намагаючись досягти симетричності. Продовжуються вправи для виробітки симетричності довжини та тривалості кроків [48, 51], а також виробітки симетричності навантаження на кінцівки [47].

6.2 Обґрунтування спеціальних фізичних вправ на пізніх етапах реабілітації хворих після ендопротезування колінного суглобу

За результатами моделювання, основне ускладнення тривалого перебігу ОА колінного суглобу є контрактури колінного суглобу, які призводять до змін в роботі м'язів не тільки оточуючих колінний суглоб, але й всієї нижньої кінцівки. Збільшення виразності контрактури веде до накопичення цих патологічних змін і залучення в процес м'язів практично всього скелету. Це

виражається у зменшенні сили скорочення одних м'язів та до зростання сили інших. При виражених контрактурах колінного суглобу (більше 30°) рівень асиметрії сили м'язів може сягати десятків відсотків.

Найбільш уразливими при будь яких захворюваннях нижніх кінцівок є м'язи, відповідальні за функціонування стоп. Це пов'язано з важливою роллю, які виконують ці м'язи для забезпечення стійкості при стоянні та ходьбі. Тому тренування цих м'язів є важливим етапом для відновлення функції кінцівки після ендопротезування колінного суглобу.

Починати тренування м'язів стоп можна вже на першому реабілітаційному етапі. Нижче приведено приклад вправ для зміцнення м'язів стоп та збереження або відновлення еластичності зв'язок.

Згинання та розгинання стоп. Сісти на підлогу випрямивши ноги перед собою. Під час натягування стопи великий палець, мізинець і п'ятка повинні залишатися в одній площині, через те, що тільки за цієї умови м'язи зміцнюються і розтягуються збалансовано. При розгинанні стопи необхідно намагатися витягувати пальці ніг, а не підкручувати під склепіння стопи. Розігнути стопу та утримувати її в такому положенні 10-15 с, розслабити стопу на той же період, потім зігнути і утримувати її в такому положення теж 10-15 с. Розслабити стопу. Повторювати 10-20 разів.

При виконання цієї вправи тренуються не тільки м'язи плантарної поверхні стоп, а також м'язи литок.

Кругові рухи стопами можна починати виконувати на ранньому етапі реабілітації, поступово збільшуючи інтенсивність по мірі відновлення контролю протезованого колінного суглобу.

Згинання плюсно-фалангових суглобів. Стопи стоять на підлозі. Максимально згинаємо плюсне-фалангові суглоби, залишаючи в цій позиції 20-30 с, розслабити. Повторити 10-20 разів.

Хвилеподібні рухи стоп. Сідаючи витягнути ноги перед собою. Виконувати хвилеподібні рухи стопами в наступному порядку: плюсні стопи

вниз → пальці вниз і вперед → тільки пальці вгору → вся стопа на себе. Ця вправа направлена для забезпечення нормальної гнучкості стоп. Повторювати по 10-15 разів на кожну стопу.

Наступні вправи виконують на II етапі реабілітації.

Підйом на пальцях стопи. Починати виконувати вправи треба тримаючись за опору (стіл, стіна, тощо). Максимально розігнути коліна, піднятися одночасно на пальцях обох стоп. Затриматися на 10-20 с. Повторювати 10-20 разів. На 5-6 тижні вправи можна проводити без опори. Важливо стежити, щоб коліна та кісточки не підверталися всередину або назовні, при необхідності можливо додаткова фіксація колінних суглобів м'якими ортезами.

Поперемінний підйом на пальцях. Поперемінна опора на пальці стопи, одночасно згинаючи коліно. Повторити для протилежної ноги, затримуючись на кожному етапі на 10-15 с. Спочатку варіантом цієї вправи може бути повільне переминання, з поступовим збільшенням швидкості, але швидкісний варіант виконують пізніше, ніж на 7-8 тижні.

Ходіння на пальцях. Вправу можна виконувати на пізньому реабілітаційному етапі, при повнівному відновленні функції підтримки рівноваги, приблизно через 6-8 місяців після ендопротезування. Виконання вправи потребує контролю. Її необхідно виконувати біля опори для запобігання падіння, бажано під контролем лікаря.

Для зміцнення м'язів гомілк на ранньому реабілітаційному етапі пропонуємо включати наступні вправи.

Згинання стопи за допомогою еластичної гумової стрічки. Для цього стрічку тягнути на себе, а ногою чинити опір. Повторювати для кожної стопи по 5-10 разів. Тягнути стрічку на себе, прив'язавши її до опори. Повторювати для кожної стопи по 5-10 разів.

Стояння на п'ятках. Притулиться плечима до стіни, п'ятки розташувати на відстані однієї стопи від неї, повільно піднімати пальці стопи, спочатку

поперемінно, затримуючи зогнуту стопу на 10-15 секунд, потім повторювати, згинаючи обидві стопи одночасно. Повторювати по 10-15 разів.

На III реабілітаційному етапі рекомендуємо виконання вправи "хода монстра" для відновленні контрольованої ходьби. Робиться петля з еластичної стрічки, довжина якої дорівнює довжині кроку. Ходьба виконується з одночасним розтягуванням стрічки ногами.

Головною причиною формування контрактур колінного суглобу є недостатність підколінних сухожиллів. Підколінні сухожилля є групою потужних м'язів, які простягаються від таза до коліна на задній стороні верхньої частини ноги. Вони виконують дві основні ролі - розігнути ногу і зігнути коліно, тобто рухи, які здійснюються в повсякденному житті. Відновлення функції цього комплексу є чи неосновним для повноцінної реабілітації.

Крім загальних фізичних вправ для відновлення сили та еластичності м'язів задньої поверхні стегна пропонуємо включати в реабілітаційний комплекс такі вправи.

На ранньому реабілітаційному етапі рекомендується виконувати вправи **полуприсядки**. Спираючись на спинку стільця, ноги на ширину пліч. Зігнути коліна на кут 45° і зафіксувати таке положення на 10-15 с. Повторювати 10-15 разів. По мірі збільшення обсягу рухів в колінному суглобі кут згинання можна збільшувати до $75-80^\circ$.

В кінці II етапу в комплекс можна включити **бічне відведення ноги з еластичною стрічкою**. Вправа спрямована на зміцнення відвідних м'язів стегна. Еластичну стрічку натягнути на кісточки, поставити ноги разом. Злегка зігнути коліна, тримаючись за довгу горизонтальну опору (наприклад парапет чи станок) робити 5-10 кроків спочатку в один бік, потім в інший. При виконанні кроків слідкуйте за їх однаковою шириною. Треба звернути увагу на правильну техніку і не дозволяти колінам згинатися всередину, для чого можна користатися м'яким ортезом.

Зворотне ковзання назад з еластичною стрічкою. Вправа подібна «ході

монстра», тільки крок робиться назад. Повторювати 10-15 разів для кроків кожною ногою.

6.3 Аналіз ефективності програми реабілітації по відновленню симетричності ходьби

На контрольному огляді через 6-8 місяців після ендопротезування колінного суглобу було оцінено стан пацієнтів за такими критеріями:

- кут згинання в колінному суглобі повинен бути не менше 100° та повністю розгинатися;
- пересування без кульгавості та додаткової опори;
- відновлення опороздатності оперованої кінцівки;
- симетричність сили м'язів нижніх кінцівок.

У хворих не повинно відмічатися ознаки ускладнень, таких як нестабільність ендопротезу, інфекції, набряків, подразнень, тощо.

Основним ускладненням, яке відмічали у хворих, було відсутність повного розгинання колінного суглобу. Кут згинання на момент огляду наближався до необхідної величини.

Хворі старіше 70 років та хворі, яким було показано протезування другого колінного суглоба, продовжували користуватися додатковою опорою. У цих же хворих відмічали кульгавість, порушення ходьби.

Хворим, яким не було показано протезування другого колінного суглобу, або які вже зробили протезування, було запропоновано проведення розробленого курсу фізичної реабілітації. Пацієнтів проходили курс в умовах відділення реабілітації, або виконували його дома згідно рекомендаціям лікаря.

Через 1 рік після операції ендопротезування пацієнти були протестовані за згаданими вище ознаками. Для аналізу ефективності реабілітаційного комплексу хворі були розділені на 2 групи. До I групи увійшло 10 пацієнтів, які пройшли курс реабілітації. До II групи були включені 8 пацієнтів, які

проходили реабілітацію не регулярно і без включення в програму рекомендованих вправ.

Результати оцінки реабілітації за обсягом рухів в колінному суглобі (кут згинання/розгинання) наведені в табл. 6.1.

Таблиця 6.1

Оцінка реабілітаційних заходів за величиною
обсяг рухів в колінного суглобі

Група хворих	Обсяг рухів в колінному суглобі, град.	
	згинання	розгинання
I (n=10)	111±5	2±2
	105÷120	0÷5
II (n=8)	101±5	5±2
	95÷110	0÷7
Статистична значущість різниці між групами	t=4,397	t=-2.847
	p=0,001	p=0,012

За результатами статистичного аналізу було визначено, що у пацієнтів I групи величина кута згинання колінного суглобу в середньому становила $(111\pm 5)^\circ$ та досягла необхідного рівня (не менше 110°) для повноцінного функціонування протезованого коліна. У пацієнтів II групи величина кута згинання в середньому становила $(101\pm 5)^\circ$, що статистично значущо ($p=0,001$) менше, хоча у деяких хворих відмічали кут згинання у межах норми (110°).

Повного розгинання колінного суглобу досягли не всі пацієнти. В I групі кут згинальної контрактури станов $(2\pm 2)^\circ$, що статистично значущо менше ($p=0,012$), ніж у II групі $(5\pm 2)^\circ$. Динаміка збільшення обсягу рухів в колінному суглобі наведена на діаграмі (рис. 6.1).

На контрольному огляді після операції ендопротезування 4 пацієнти I групи та 3 пацієнти II групи користувалися додатковою опорою. Палиця для

цих пацієнтів була потрібна більше як засіб страхування на випадок можливого падіння, ніж як допомога при ходьбі.

Через рік після операції ендопротезування колінного суглобу в I групі тільки 1 хворих продовжував користуватися паличкою, яка, за його словами, була потрібна через необхідність тривалої ходьби. В II групі паличкою продовжили користуватися 2 пацієнти.

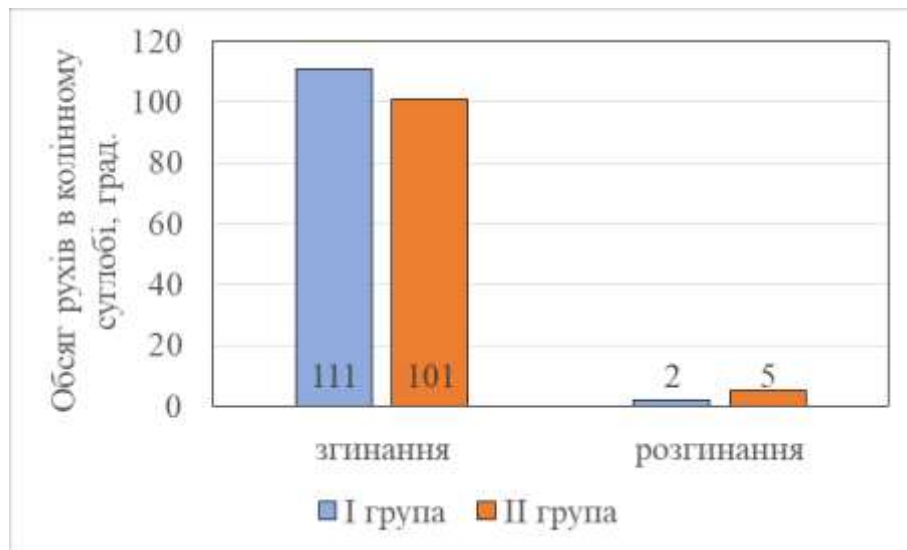


Рис. 6.1. Динаміка зміни кутів згинання/розгинання в колінному суглобі.

Ми не оцінюємо по цьому показнику ефективність реабілітації, так як відмова від додаткової опори може бути пов'язана і з процесом адаптації.

Таким чином, можна стверджувати, що запропоновані реабілітаційні заходи помітно покращують стан пацієнтів після операції ендопротезування колінного суглобу через відновлення функціональності протезованої кінцівки для виконання повсякденних вправ. Пацієнти, які проходили курс реабілітації збільшили обсяг згинання в середньому на 10° , а обсяг розгинання на 3° , в порівнянні з пацієнтами, які від такого курсу відмовилися.

За матеріалами розділу було опубліковано.

1. Обейдат Халед, Карпінська О.Д., Московко Г.С. Особливості ходьби хворих з остеоартрозом колінного суглоба до та після ендопротезування за

даними системи GAITRite.// Травма. – 2021. - 22(6). – С. 10-18. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.22.2021.249596>

2. Фіщенко В.О., **Обейдат Халед Джамал Салех**, Карпінська О.Д. Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу. // Травма. – 2022. - № 23 (1). – С. 66-71. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.884.

3. Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська О.Д. Інтегральна оцінка якості ходьби хворих на гонартроз до та після ендопротезування // Травма. – 2023. – Т. 24, № 1. – С.31-39. DOI: 10.22141/1608-1706.1.24.2023.927

ВИСНОВКИ

1. При тяжких дегенеративних ураженнях колінного суглобу у хворих виникає важке спотворення біомеханіки ходьби, яке є наслідком пристосувальних механізмів до неповноцінного функціонування суглобу. Ендопротезування покращує біомеханіку суглобу, але у деяких хворих зберігається зниження сила м'язів. Динамічний аналіз ходьби має більшу інформативність щодо функціонального стану людини, ніж статичний огляд хворого, навіть за допомогою променевих методів діагностики.

2. Проведене концептуальне моделювання дозволило показати механізм формування патологічної ходьби у хворих з тривалим перебігом захворювань колінного суглобу. Дослідження умов формування характерного патерну ходьби, який сформований уродженою та скоригованою упродовж життя схемою тіла, дає можливість спрогнозувати патологічні наслідки захворювань опорно-рухової системи, особливо при їх хронічному перебігу.

3. За результатами математичного моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в умовах згинальної контрактури колінного суглобу різного ступеня виразності було визначено, що контрактура колінного суглоба може змінювати біомеханіку всієї нижньої кінцівки. Обмеження рухливості коліна призводить до збільшення змін у роботі м'язів та змушує їх працювати в умовах постійної напруги або, навпаки, виключати з роботи, наслідком чого є значне погіршення ходи.

Контрактура колінного суглоба через універсальність роботи більшості двосуглобових м'язів стегна та гомілки патологічно впливає на функцію кульшового та гомілковостопного суглобів. Більше за інших при контрактурах колінного суглоба страждають розгиначі гомілки, що пояснюється тим, що для виконання нормального кроку необхідне повне розгинання гомілки, і м'язи повинні розвивати силу, здатну подолати контрактуру. Найбільше впливає на

функціональність кульшового суглоба *m.Semitendinosus*, значно порушується робота *m. Gracilis* та *m. Sartorius*, з перевищенням своїх функціональних можливостей працює *m. Biceps Femoris-Short*.

4. За проведеними дослідженнями параметрів ходьби хворих з гонартрозом було визначено, що до лікування у хворих відмічали порушення ходьби у вигляді несиметричності кроків. Спостерігається зменшення часу опори на стопу хворої кінцівки, і відповідно, збільшення часу переносу стопи цієї кінцівки. Зменшення часу опори підтверджується параметрами *Single Support* та відносним показником *Stance*, час переносу стопи, відповідно показниками *Step time* та *Cycle step time*, і відповідно відносними показниками *Single* та *Double Support*. Треба відмітити, що зміни на хворій кінцівці відображуються і на протилежній у вигляді збільшення довжини кроку та, відповідно, скорочення часу переносу стопи хворої кінцівки. Після операції зміни параметрів кроків у хворих відбувається збільшення часу опори на протезовану кінцівку, і, відповідно, зменшення часу опори на стопу протилежної кінцівки, це проявляється у збільшенні симетричності параметрів кроків.

Зменшення больового синдрому та відновлення опірності кінцівки збільшує показник функціональності ходьби. Однак треба враховувати, що остеоартроз є системним захворюванням і розвивається частіше на обох колінних суглобах, й часто залучаються в дегенеративних процес інші структури скелету. Тому хворих похилого віку FAPS після ендопротезування сягає задовільних значень. Треба відмітити, що ми розглядали хворих після ендопротезування на одному колінному суглобу, а це не завжди дає одразу очікуваний гарний результат.

5. Запропонований комплекс реабілітаційних заходів на різних етапах реабілітації помітно покращує стан пацієнтів після операції ендопротезування колінного суглобу через відновлення функціональності протезованої кінцівки для виконання повсякденних вправ. За результатами статистичного аналізу

було визначено, що у пацієнтів, які пройшли запропонований курс реабілітації кут згинання колінного суглобу в середньому $(110\pm 5)^\circ$ досяг необхідного рівня (не менше 110°) для повноцінного функціонування протезованого коліна, залишкова контрактура колінного суглоба не перевищувала $(2\pm 2)^\circ$. У той же час у хворих, які не проходили означені реабілітаційні процедури кут згинання в середньому по групі становив $(101\pm 5)^\circ$, хоча у деяких хворих відмічали кут згинання у межах норми (110°), залишкова згинальна контрактура становила $(5\pm 2)^\circ$.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бернштейн, Н.А. (1947) О построении движений. Москва: Медгиз.
2. Бернштейн, Н.А. (1966) Очерки по физиологии движений и физиологии активности. Москва: Медгиз.
3. Болобан, В.Н. Контроль устойчивости равновесия тела спортсмена методом стабиллографии. <http://lib.sportedu.ru/Books/XXPI/2003N2/p24-33.htm>
4. Борткевич, О.П. (2007). Сучасні інструментальні методи візуалізації в ревматології: Магнітно-резонансна томографія. *Український ревматологічний журнал*, 28(2): 10–16.
5. Гаже, П.М., & Вебер, Б. (2008). Постурология. Регуляция и нарушение равновесия тела человека: пер. с фр. 316 с.
6. Гайко, Г.В., Сулима О.М., Торчинський В.П., Підгаєцький В.М., & Осадчук Т.І. (2019). Помилки та ускладнення тотального ендопротезування колінного суглоба. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*, 4, 4-10. DOI: 10.37647/0132-2486-2019-103-4-4-10.
7. Григорьев, А.И., & Шенкман, Б.С. (2008). Скелетная мышца в безопорном мире. *Вестн. рос. академии наук*, 78 (4), 337-345.
8. Губачев, Ю.М., & Макиенко, В.В. (1998). Болезни суставов.
9. Гурфинкель, В.С., & Левик, Ю.С. (1991). Концепция схемы тела и моторный контроль. *Сб. "Интеллектуальные процессы и их моделирование. Организация движений"*, 59–105.
10. Гурфинкель, В.С., Коц, Я.М., & Шик, М.Л. (1965). Регуляция позы человека. Москва: Наука.
11. Гурфинкель, В.С., Липшиц, М.И., & Попов, К.Е. (1977). Исследование системы регуляции вертикальной позы вибрационной стимуляцией мышечных веретен. *Физиология человека*, 3, 635–643.

12. Дейкало, В.П. & Болобошко, К.Б. (2007). Структура травм и заболеваний коленного сустава. *Новости хирургии*: 15(1): 26-31.
13. 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.
14. Казенников, О.В., Шлыков, В.Ю., & Левик, Ю.С. (2009). Реакция на возмущение вертикальной позы у человека при различных условиях стояния и наличии контакта с дополнительной опорой. *Физиология человека*, 35 (2), 1-7.
- 14а. Карпінська О.Д. & Обейдат Халед. (2023). Робота м'язів, відповідальних за функціонування стопи в умовах контрактури колінного суглоба. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 1: 49-54. doi: 10.15674/0030-59872023149-54.
15. 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 наукових праць XVI з'їзду ортопедів –травматологів України (Харків, 3-5 жовтня 2013)*, 444.
16. Карпинский, М.Ю., Карпинская, Е.Д., Щикота, Р.А., Тяжелов, А.А., & Гончарова, Л.Д. (2012). Результаты моделирования повреждений связочного аппарата коленного сустава. *Травма*, 13(3), 165-171.
17. 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
18. 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.

19. Клиническая ревматология: Руководство для практикующих врачей. СПб: Фолиант, 2001, 416 с.

20. Коваленко, В.М., & Борткевич, О.П. (2010) Застосування МРТ и УЗД в діагностиці остеоартрозу. *Український ревматологічний журнал*, 39(1): 55–86.

21. Колесников, М.А. (2010). Лечение гонартроза: современные принципы и подходы. *Практическая медицина*, 8 (47), 97-99.

22. 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 статографічних 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.

23. Лебець, І.С., Шевченко, Н.С., Матвієнко, О.В., & Неліна, І.М. (2007) Механізми формування остеоартрозу в підлітків. *Український ревматологічний журнал*, 30 (4), С.3–6

24. Математический энциклопедический словарь (рус.) (1988). Москва, Сов. Энциклопедия, 847 с

25. 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.

26. Михайлов, А.Н. (1996). Руководство по медицинской визуализации. Минск, Выш. школа, 512 с.

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

28. Новик, И.Б. (1964). О философских вопросах кибернетического

моделирования (рус.).

28а. Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська О.Д. (2023). Інтегральна оцінка якості ходьби хворих на гонартроз до та після ендопротезування. *Травма*. 24 (1): 31-39. DOI: 10.22141/1608-1706.1.24.2023.927.

29. Обейдат Халед, & Карпінська, О.Д. (2021). Остеоартроз колінного суглоба. Етіологія, лікування, реабілітація (аналітичний огляд літератури). *Травма*, 22 (3): 5-11. doi: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.236317

30. Обейдат Халед, Карпінська, О.Д., & Московко, Г.С. (2021). Особливості ходьби хворих з остеоартрозом колінного суглоба до та після ендопротезування за даними системи GAITRite. *Травма*, 22 (6), 10-18. DOI: doi: 10.22141/1608-1706.6.22.2021.249596

31. Парратте, С., Корнилов, Н.Н., Тиенпонт, Э., Балдини, А., Тихилов, Р.М., Аргенсон, Ж., & Куляба, Т.А. (2013). Необъяснимая боль после тотального эндопротезирования коленного сустава. *Травматология и ортопедия России*, 4, 92-96. doi: 10.21823/2311-2905-2013--4-92-96.

32. Поворознюк, В.В., Орлик, Т.В., & Бистрицька, М.А. (2013) Застосування препаратів Мовекс® і Мовіназа® в комплексному лікуванні хворих старших вікових груп з остеоартрозом великих суглобів. *Здоров'я України*, 22 (323), 16–18

33. Пустовойт, К.Б., & Карпінський, М.Ю. (2013). Моделювання умов навантаження колінного суглоба з позицій механіки. *Клінічна хірургія*, 2013, 53-56. EID: 2-s2.0-84878858969,

34. Синяченко, О.В., Єрмолаєва, М.В., Ютовец, Т.С., & Головкина, Е.С. (2013). Гендерно-вікові особливості перебігу гонартрозу. *Український ревматологічний журнал*, 51(1), 33-37.

35. Смолянинов, В.В., (2000) Пространственно-временные задачи локомоторного управления. *УФН*, 170 (10), 1063–1128.

36. 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), 54-60. doi: 10.22141/1608-1706.6.19.2018.152221
37. 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.org/10.22141/1608-1706.1.19.2018.126656
38. Страфун, С.С., Фіщенко, О.В., & Карпінська, О.Д. (2018). Біомеханічні особливості ходьби хворих на коксартроз за даними системи GAITRite. Частина 2. Часові параметри ходьби. *Травма*, 19 (2), 13-19. doi.org/10.22141/1608-1706.2.19.2018.130647
39. Трофимович, Н.И. (1999). Медико-социальная экспертиза при дегенеративно-дистрофических поражениях коленного сустава. *Здравоохранение (Белоруссия)*. 1999, 2, 27-29.
40. 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 міжнародною 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)*, 9-10.
41. 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*, 13 (4), 17-25.
42. Фищенко В.А., Обейдат Халед, Робота м'язів нижньої кінцівки за умови згинальної контрактури колінного суглоба // *Травма*. – 2022. – Т. 23, №2. – С. 17-24. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.23.2022.886>
43. Тяжелов, О.А., Карпинская, Е.Д., & Обейдат Халед. (2021). Робота м'язів колінного суглоба при обмеженні його функціональності.

Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування: Матеріали п'ятої всеукраїнської науково-практичної конференції (Запоріжжя, 2-4 вересня 2021), 80-81.

44. 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.

45. 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.

46. 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

47. Тяжелов, О.А., Климовицький, Р.В., Карпінський, М.Ю., Карпінська, О.Д., & Гончарова, Л.Д. Пат. 130974 UA. МПК (2009) А61Н 1/00. Спосіб відновлення функції м'язів, відповідальних за постуральний баланс / Т Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»– Заявка u201802754 від 19.03.2018. Опубл. 10.01.2019, бюл. № 1].

48. Тяжелов, О.А., Фіщенко, О.В., Карпінський, М.Ю. Карпінська, О.Д., & Браніцький, О.Ю. Пат. №126691 UA. МПК – А61В5/103, А61В5/11, А61Н1/00. Спосіб відновлення симетричності ходи людини / Патентовласник ДУ «ІПХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ»– Заявка u2018 02003 від 26.02.2018. Опубл. 25.06.2018. –Бюл. № 12.;

49. 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. *Пироговский форум с международным участием, посвященный памяти*

профессора В.И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» Юбилейная научно-образовательная конференция железнодорожных травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвящённая 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД» (24-25 октября 2019, Москва), 273.

50. Філіпенко, В.А., Арутюнян, З.А., Мезенцев, В.О., Танькут, О.В., Карпінська, О.Д., & Карпінський, М.Ю. (2019). Особливості статографічних показників хворих після ендопротезування колінного суглоба. *Ортопедия, Травматология и Протезирование*, 4, 12-17. doi: 10.15674/0030-59872019412-17

51. 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.

52. Фіщенко, В.О., Браніцький, О.Ю., Обейдат Халед, Карпінська, О.Д., & Карпінський М.Ю. (2019). Концептуальна модель розвитку патологічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу. *Матеріали IV Всеукраїнської конференції «Актуальні питання лікування патології суглобової та ендопротезування» (Запоріжжя – Приморськ, 12-14 вересня, 2019)*, 84-85

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. <http://dx.doi.org/10.22141/1608-1706.2.20.2019.168015>

54. Фіщенко, В.О., Обейдат Халед, & Карпінська, О.Д. (2019). Біомеханічні особливості ходьби хворих на гонартроз з контрактурами колінного суглоба. *Матеріали 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 (19-20 вересня 2019 р., Дніпро), 10-11

55. Фіщенко, В.О., Обейдат Халед, Тяжелов, О.А., & Карпінська, О.Д. (2019). Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах колінного суглоба. *Збірник наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України (Івано-Франківськ, 9-11 жовтня 2019 р.)*, 191.

56. Фіщенко, В.О., Обейдат, Халед Джамал Салех, Карпінська, О.Д. (2022). Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу. *Травма*, 2022, 23 (1): 66-71. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.884

57. Цветкова, Е.С. (1997). Остеоартроз. Ревматические болезни: Руководство по внутренним болезням, 385-396.

58. Цурко, В.В. (2001). Остеоартроз: факторы риска и возможные пути профилактики. *Клиническая геронтология*, 7 (1/2), 45-51].

59. Шевченко, Н.С., Лебец, И.С., Нелина, И.Н., & Кашкалда, Д.А. (2010) Патогенетическая значимость воспаления при остеоартрозе у подростков с инициальными стадиями заболевания. *Український ревматологічний журнал*, 39(1), 50–54.

60. Шеррингтон, Ч. (1934). Рефлекторная деятельность спинного мозга, 300.

61. Шик, М.Л., Орловский, Г.Н., & Северин, Ф.В. (1966). Организация локомоторной синергии. *Биофизика*, 11: 879–886.

62. Шманько, В.В., Русин, Б.Р., Мерецький, В.М., Шманько, О.В., Смаглий, Г.Я., Медвідь, І.А., & Чайка, О.В. (2012). Клінічна ефективність і безпека застосування етапної терапії у пацієнтів із хронічним суглобовим синдромом при остеоартрозі та ревматоїдному артриті. *Ліки України — плюс*, 3, 41–43.

63. Aiello, L. & Dean, C. (1990). *An Introduction to Human Evolutionary Anatomy*. Academic Press, 608 p.
64. Akil, S., Newman, J.M., Shah, N.V., Ahmed, N., Deshmukh, A.J. & Maheshwari, A.V. (2018). Metal hypersensitivity in total hip and knee arthroplasty: Current concepts. *J Clin Orthop Trauma*, 9(1), 3-6. doi: 10.1016/j.jcot.2017.10.003.
65. Alden, K.J., Duncan, W.H., Trousdale, R.T., Pagnano, M.W. & Haidukewych, G.J. (2010). Intraoperative fracture during primary total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.*, 468 (1), 90-5. doi: 10.1007/s11999-009-0876-9.
66. Alghadir, A., Iqbal, Z. & Anwer, S. (2016). Comparison of the effect of pre- and post-operative physical therapy versus post-operative physical therapy alone on pain and recovery of function after total knee arthroplasty. *J Phys Ther Sci.*, 28 (10), 2754-2758. doi: 10.1589/jpts.28.2754/
67. Alice, B., Stéphane, A., Yoshisama, S., Pierre, H., Domizio, S., Hermes, M. & Katia, T. (2015). Evolution of knee kinematics three months after total knee replacement. *Gait Posture*, 41 (2), 624-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.01.010.
68. Aljehani, M., Madara, K., Snyder-Mackler, L., Christiansen, C. & Zeni, J.J. (2019). The contralateral knee may not be a valid control for biomechanical outcomes after unilateral total knee arthroplasty. *Gait Posture*, 70, 179-184. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.01.030
69. Ardestani, M.M. & Moazen M. (2016). How human gait responds to muscle impairment in total knee arthroplasty patients: Muscular compensations and articular perturbations. *J Biomech.*, 49 (9), 1620-1633. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.047
70. Astephen Wilson, J.L., Dunbar, M.J. & Hubley-Kozey, C.L. (2015). Knee joint biomechanics and neuromuscular control during gait before and after total knee arthroplasty are sex-specific. *J Arthroplasty*, 30 (1), 118-25.

doi: 10.1016/j.arth.2014.07.028.

71. Bennell, K.L., Bowles, K-A., Wang, Y., Cicuttini, F., Davies-Tuck, M. & Hinman, R.S. (2011). Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.*, 70 (10), 1770–1774. doi: 10.1136/ard.2010.147082

72. Beritoff, J.S. (1915) On the mode of originating of labyrinthine and cervical tonic reflexes and on their part in the reflex reactions of decerebrate preparation. *Q J Exp Physiol.*, 9, 199–229. <https://physoc.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1113/expphysiol.1915.sp000204>

73. Berstock, J.R., Murray, J.R., Whitehouse, M.R., Blom, A.W. & Beswick, A.D. (2018). Medial subvastus *versus* the medial parapatellar approach for total knee replacement: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *EFORT open reviews*, 3 (3), 78–84. Doi: 10.1302/2058-5241.3.170030

74. Beswick, A.D., Wylde, V., Gooberman-Hill, R., Blom A. & Dieppe, P. (2012). What proportion of patients report long-term pain after total hip or knee replacement for osteoarthritis? A systematic review of prospective studies in unselected patients. *BMJ Open.*, 22, 2(1), e000435. doi: 10.1136/bmjopen-2011-000435.

75. Bizzi, E., Cheung, V.C., d'Avella, A., Saltiel, P. & Tresch, M. (2008). Combining modules for movement. *Brain Res Rev.*, 57 (1), 125-33. doi: 10.1016/j.brainresrev.2007.08.004.

76. Bourne, R.B., Chesworth, B.M., Davis, A.M., Mahomed, N.N. & Charron, K.D. (2010). Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res.*, 468(1), 57-63. doi:10.1007/s11999-009-1119-9.

77. Brander, V.A., Stulberg, S.D., Adams, A.D., Harden, R.N., Bruehl, S., Stanos, S.P. & Houle, T. (2003). Predicting total knee replacement pain: a

prospective, observational study. *Clin Orthop Relat Res.*, 416, 27-36. doi: 10.1097/01.blo.0000092983.12414.e9.

78. Bruun-Olsen, V., Heiberg, K. E., Wahl, A. K., & Mengshoel, A. M. (2013). The immediate and long-term effects of a walking-skill program compared to usual physiotherapy care in patients who have undergone total knee arthroplasty (TKA): a randomized controlled trial. *Disability and rehabilitation*, 35 (23), 2008–2015. doi: 10.3109/09638288.2013.770084

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

80. Castiello, U., Paulignan, Y., Jeannerod, M. (1991) Temporal dissociation of motor responses and subjective awareness. A study in normal subjects. *Brain J Neurol.*, 114 (Pt 6), 2639–2655.

81. Cavagna, G.A., Willems, P.A. & Heglund, N.C. (2000). The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of physiology*, 528 (Pt 3), 657–668. doi: 10.1111/j.1469-7793.2000.00657.x

82. Chan, A., Jehu, D.A. & Pang, M. (2018). Falls After Total Knee Arthroplasty: Frequency, Circumstances, and Associated Factors-A Prospective Cohort Study. *Physical therapy*, 98 (9), 767–778. doi:10.1093/ptj/pzy071

83. Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Hurwitz, D., Song, J., Cahue, S., Genge, R., & Sharma, L. (2004). Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*, 50 (12), 3897–3903. doi:10.1002/art.20657

84. Chang, Q.Z., Sohmiya, M., Wadaz N., Tazawa, M., Sato, N., Yanagisawa, S. & Shirakura, K. (2011). Alternation of trunk movement after arthroplasty in patients with osteoarthritis of the knee. *J Orthop Sci.*, 16(4), 382-8. doi: 10.1007/s00776-011-0066-y.

85. 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;
86. Chesham, R.A & Shanmugam, S. (2017). Does preoperative physiotherapy improve postoperative, patient-based outcomes in older adults who have undergone total knee arthroplasty? A systematic review. *Physiother Theory Pract.*, 33(1), 9-30. doi: 10.1080/09593985.2016.1230660
87. Chigarev, A. & Borisov, A. (2010). Simulation of controlled motion of the bipedal anthropomorphic mechanism. *Russian Journal of Biomechanics*, PNIPU, 74-88
88. Chvatal, S.A., Torres-Oviedo, G., Safavynia, S.A., & Ting, L.H. (2011). Common muscle synergies for control of center of mass and force in nonstepping and stepping postural behaviors. *Journal of neurophysiology*, 106(2), 999–1015. Doi: 10.1152/jn.00549.2010
89. 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
90. 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
91. Damsin, J.P., & Ghanem, I. (1996). Treatment of severe flexion deformity of the knee in children and adolescents using the Ilizarov technique. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 78 (1), 140–144.
92. Davis, B.L., & Vaughan, C.L. (1993). Phasic behavior of EMG signals during gait: Use of multivariate statistics. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of*

Electrophysiological Kinesiology, 3(1), 51–60. Doi: 10.1016/1050-6411(93)90023-P

93. Debbi, E.M., Bernfeld, B., Herman, A., Laufer, Y., Greental, A., Sigal, A., Zaulan, Y., Salai, M., Haim, A., & Wolf, A. (2015). Frontal plane biomechanics of the operated and non-operated knees before and after unilateral total knee arthroplasty. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 30 (9), 889–894. Doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.07.013

94. DeFrate, L.E., Kim-Wang, S.Y., Englander, Z.A., & McNulty, A.L. (2019). Osteoarthritis year in review 2018: mechanics. *Osteoarthritis and cartilage*, 27(3), 392–400. Doi: 10.1016/j.joca.2018.12.011

95. 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

96. 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

97. Eichler, S., Rabe, S., Salzwedel, A., Müller, S., Stoll, J., Tilgner, N., John, M., Wegscheider, K., Mayer, F., Völler, H., & ReMove-It study group (2017). Effectiveness of an interactive telerehabilitation system with home-based exercise training in patients after total hip or knee replacement: study protocol for a multicenter, superiority, no-blinded randomized controlled trial. *Trials*, 18(1), 438. Doi: 10.1186/s13063-017-2173-3

98. Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*, 16(1), 80–92. Doi: 10.1016/0014-4886(66)90088-4

99. Evans, J.T., Walker, R.W., Evans, J.P., Blom, A.W., Sayers, A., & Whitehouse, M.R. (2019). How long does a knee replacement last? A

systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *Lancet (London, England)*, 393(10172), 655–663. Doi:10.1016/S0140-6736(18)32531-5

100. Felson, D.T. (2012). Osteoarthritis: Virtual joint replacement as an outcome measure in OA. *Nature reviews. Rheumatology*, 8(4), 187–188. doi: 10.1038/nrrheum.2012.34

101. Felson, D.T., Lawrence, R.C., Dieppe, P.A.,... Brandt, K.D., & Fries, J.F. (2000). Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Annals of internal medicine*, 133(8), 635–646. doi: 10.7326/0003-4819-133-8-200010170-00016

102. 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. *Annals of internal medicine*, 116 (7), 535–539. Doi: 10.7326/0003-4819-116-7-535.

103. Fournieret, P., & Jeannerod, M. (1998). Limited conscious monitoring of motor performance in normal subjects. *Neuropsychologia*, 36(11), 1133–1140. doi: 10.1016/s0028-3932(98)00006-2

104. Full, R.J., & Koditschek, D.E. (1999). Templates and anchors: neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land. *The Journal of experimental biology*, 202 (Pt 23), 3325–3332. doi: 10.1242/jeb.202.23.3325

105. GAITRite Electronic Walkway Technical Reference Document Number: WI-02-15 Document Filename: WI-02-15 Rev. L 05/06/2013..

106. Gandevia, S.C., Refshauge, K.M., & Collins, D.F. (2002). Proprioception: peripheral inputs and perceptual interactions. *Advances in experimental medicine and biology*, 508, 61–68. doi: 10.1007/978-1-4615-0713-0_8

107. Gandhi, R., de Beer, J., Leone, J., Petrucci, D., Winemaker, M., & Adili, A. (2006). Predictive risk factors for stiff knees in total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 21(1), 46–52. Doi: 10.1016/j.arth.2005.06.004

108. Georgopoulos, A.P., & Grillner, S. (1989). Visuomotor coordination in reaching and locomotion. *Science (New York, N.Y.)*, 245(4923), 1209–1210. doi: 10.1126/science.2675307
109. Glasauer, S., Amorim, M.A., Vitte, E., & Berthoz, A. (1994). Goal-directed linear locomotion in normal and labyrinthine-defective subjects. *Experimental brain research*, 98(2), 323–335. doi: 10.1007/BF00228420
110. González Della Valle, A., Leali, A., & Haas, S. (2007). Etiology and surgical interventions for stiff total knee replacements. *HSS journal : the musculoskeletal journal of Hospital for Special Surgery*, 3(2), 182–189. doi: 10.1007/s11420-007-9053-4
111. Goodale, M.A., Milner, A.D., Jakobson, L.S., & Carey, D.P. (1991). Object awareness. *Nature*, 352(6332), 202. doi: 10.1038/352202b0.
112. Grace, T.R., Tsay, E.L., Roberts, H.J., Vail, T.P., & Ward, D.T. (2020). Staged Bilateral Total Knee Arthroplasty: Increased Risk of Recurring Complications. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 102(4), 292–297. doi: 10.2106/JBJS.19.00243
113. Gribble, P.L., & Ostry, D.J. (1996). Origins of the power law relation between movement velocity and curvature: modeling the effects of muscle mechanics and limb dynamics. *Journal of neurophysiology*, 76(5), 2853–2860. doi: 10.1152/jn.1996.76.5.2853
114. Grishkevich, V.M., & Av, V. (2013). Postburn Knee Flexions Contractures: Anatomy and Methods of Their Treatment. *Tropical medicine & surgery*, 1, 1-8. doi: 10.4172/2329-9088.1000147
115. Gurfinkel, V.S. (1999). The Mechanisms of Postural Regulation in Man. *Physiology and General Biology Reviews*, 1999, 7 (Pt 5), 59-87.
116. Gurfinkel, V.S., Ivanenko YuP, & Levik YuS (1994). The contribution of foot deformation to the changes of muscular length and angle in the ankle joint during standing in man. *Physiological research*, 43(6), 371–377.
117. Harato, K., Nagura, T., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y., & Suda,

- Y. (2008). A gait analysis of simulated knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome. *Gait & posture*, 28(4), 687–692. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.008
118. Harris, C.M., & Wolpert, D.M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695), 780–784. doi: 10.1038/29528
119. Hawker, G.A., Badley, E.M., Croxford, R., Coyte, P.C., Glazier, R.H., Guan, J., Harvey, B.J., Williams, J.I., & Wright, J.G. (2009). A population-based nested case-control study of the costs of hip and knee replacement surgery. *Medical care*, 47(7), 732–741. doi: 10.1097/MLR.0b013e3181934553
120. Horak, F.B., & Macpherson, J.M. (1996). Postural Orientation and Equilibrium. In L.B. Rowell, & J.T. Sheperd (Eds.), *Handbook of Physiology*, Section 12. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems (pp. 255-292). New York: Oxford University Press.
121. Horak, F.B., & Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55(6), 1369–1381. doi: 10.1152/jn.1986.55.6.1369
122. <http://www.meshlab.net/> <http://www.nmsbuilder.org/#>
123. https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Main_Page
124. <https://simtk.org/projects/opensim>],
125. Huber, E.O., de Bie, R.A., Roos, E.M., & Bischoff-Ferrari, H.A. (2013). Effect of pre-operative neuromuscular training on functional outcome after total knee replacement: a randomized-controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 14, 157. doi: [10.1186/1471-2474-14-157](https://doi.org/10.1186/1471-2474-14-157)
126. Hultborn H. (2001). State-dependent modulation of sensory feedback. *J Physiol.*, 533 (Pt 1):5-13. doi:10.1111/j.1469-7793.2001.0005b.x
127. Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Case, J.P., Block, J.A., & Andriacchi, T.P. (2002). The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic

disease severity, toe out angle and pain. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 20(1), 101–107. doi: 10.1016/S0736-0266(01)00081-X

128. Husted, R.S., Juhl, C., Troelsen, A., Thorborg, K., Kallemose, T., Rathleff, M.S., & Bandholm, T. (2020). The relationship between prescribed pre-operative knee-extensor exercise dosage and effect on knee-extensor strength prior to and following total knee arthroplasty: a systematic review and meta-regression analysis of randomized controlled trials. *Osteoarthritis and cartilage*, 28(11), 1412–1426. doi: [10.1016/j.joca.2020.08.011](https://doi.org/10.1016/j.joca.2020.08.011)

129. Indelli, P.F., Giori, N., & Maloney, W. (2015). Level of constraint in revision knee arthroplasty. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 8(4), 390–397. doi: 10.1007/s12178-015-9295-6.

130. Innocenti, M., Vieri, B., Melani, T., Paoli, T., & Carulli, C. (2017). Metal hypersensitivity after knee arthroplasty: fact or fiction?. *Acta bio-medica : Atenei Parmensis*, 88(2S), 78–83. doi: 10.23750/abm.v88i2-S.6517

131. Ivanenko, Y.P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R.E., & Lacquaniti, F. (2007). Modular control of limb movements during human locomotion. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 27(41), 11149–11161. doi: 10.1523/JNEUROSCI.2644-07.2007

132. Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor control programs and walking. *The Neuroscientist : a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*, 12(4), 339–348. doi: 10.1177/1073858406287987

133. Jakobsen, T.L., Jakobsen, M.D., Andersen, L.L., Husted, H., Kehlet, H., & Bandholm, T. (2019). Quadriceps muscle activity during commonly used strength training exercises shortly after total knee arthroplasty: implications for home-based exercise-selection. *Journal of experimental orthopaedics*, 6(1), 29. doi: [10.1186/s40634-019-0193-5](https://doi.org/10.1186/s40634-019-0193-5)

134. Jankovic, J., Albanese, A., Atassi, M.Z., Dolly, J.O., Hallett, M., & Mayer, N.H. (2009). *Botulinum Toxin E-Book: Therapeutic Clinical Practice and Science*, Philadelphia, Saunders Elsevier: 197
135. Kajita, S., Kanehiro, F., Kaneko, K., Yokoi, K., & Hirukawa H. (2001). The 3D linear inverted pendulum mode: a simple modeling for a biped walking pattern generation. *Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Expanding the Societal Role of Robotics in the the Next Millennium*, 1 (1), 239-246. doi: 10.1109/IROS.2001.973365.
136. Karklinsky, M., & Flash, T. (2015). Timing of continuous motor imagery: the two-thirds power law originates in trajectory planning. *Journal of neurophysiology*, 113(7), 2490–2499. doi: [10.1152/jn.00421.2014](https://doi.org/10.1152/jn.00421.2014)
137. Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J.P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of physiology*, 532(Pt 3), 869–878. doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x
138. Kellgren, J.H., & Lawrence, J.S. (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 16(4), 494–502. doi: 10.1136/ard.16.4.494
139. 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, Lodz, POLAND), 115. DOI:10.1007/978-3-319-08266-0_8;
140. Kizilova, N., Karpinsky, M. & Karpinska, E. (2014). Quasi-regular and chaotic dynamics of postural sway in human. *In Springer Proceedings in Mathematics & Statistics. Jan Awrejcewicz (ed). Applied Non-Linear Dynamical Systems*, 93, 103-114. ISBN: 978-3-319-08265-3 (Print) 978-3-319-08266-0
141. Klatt, J., & Stevens, P.M. (2008). Guided growth for fixed knee flexion deformity. *Journal of pediatric orthopedics*, 28(6), 626–631. doi: 10.1097/BPO.0b013e318183d573

142. Kljuno, E. & Williams, R. (2010). Humanoid walking robot: modeling, inverse dynamics, and gain scheduling control. *Journal of Robotics*, 1, 1-19. doi: 10.1155/2010/278597
143. Kolasinski, S. L., Neogi, T., Hochberg, M. C., Oatis, C., ... Reston, J. (2020). 2019 American College of Rheumatology/Arthritis Foundation Guideline for the Management of Osteoarthritis of the Hand, Hip, and Knee. *Arthritis care & research*, 72(2), 149–162. doi: 10.1002/acr.24131 Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis
144. Kuo, A.D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human movement science*, 26(4), 617–656. doi: 10.1016/j.humov.2007.04.003
145. Kuo, A.D., Donelan, J.M., & Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and sport sciences reviews*, 33(2), 88–97. doi: 10.1097/00003677-200504000-00006
146. 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
147. Kwok, I.H., Paton, B., & Haddad, F.S. (2015). Does Pre-Operative Physiotherapy Improve Outcomes in Primary Total Knee Arthroplasty? - A Systematic Review. *The Journal of arthroplasty*, 30(9), 1657–1663. doi: 10.1016/j.arth.2015.04.013
148. Lacey, R.J., Thomas, E., Duncan, R.C., & Peat, G. (2008). Gender difference in symptomatic radiographic knee osteoarthritis in the Knee Clinical Assessment--CAS(K): a prospective study in the general population. *BMC musculoskeletal disorders*, 9, 82. doi: 10.1186/1471-2474-9-82.
149. Lackner, J.R., & Levine, M.S. (1979). Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration of postural muscles:

vibratory myesthetic illusions. *Aviation, space, and environmental medicine*, 50(4), 346–354..

150. Lacquaniti, F., Terzuolo, C., & Viviani, P. (1983). The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements. *Acta psychologica*, 54(1-3), 115–130. doi: 10.1016/0001-6918(83)90027-6

151. 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

152. Lentino J.R. (2003). Prosthetic joint infections: bane of orthopedists, challenge for infectious disease specialists. *Clinical infectious diseases : an official publication of the Infectious Diseases Society of America*, 36(9), 1157–1161. doi: 10.1086/374554

153. Levinger, 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 (Oxford, England)*, 51(12), 2191–2198. doi: 10.1093/rheumatology/kes222.

154. Lim, H., Ogura, Y., & Takanishi A. (2008). Locomotion pattern generation and mechanisms of a new biped-walking machine. *Proceeding of the Royal Society A mathematical, physical and engineering sciences*, 464 (2089), 273-288 doi: 10.1098/rspa.2007.1908

155. Loram, I.D., Maganaris, C.N., & Lakie, M. (2004). Paradoxical muscle movement in human standing. *The Journal of physiology*, 556(Pt 3), 683–689. doi: 10.1113/jphysiol.2004.062398

156. Loram, I.D., Maganaris, C.N., & Lakie, M. (2005). Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *The Journal of physiology*, 564 (Pt 1), 295–311. doi: 10.1113/jphysiol.2004.076307

157. Loudon J., Bell S., & Johnston J.M. (2008). The clinical orthopedic assessment guide. Kansas: Human Kinetics, 395-408. ISBN-13: 978-

0736067096

158. Luger, E., & Radbruch, A. (2014). The challenge: understanding the molecular pathogenesis of osteoarthritis and developing innovative therapeutic concepts. *Zeitschrift fur Rheumatologie*, 73(4), 310–314. doi: 10.1007/s00393-014-1390-3.

159. Maney, A.J., Koh, C.K., Frampton, C.M., & Young, S.W. (2019). Usually, Selectively, or Rarely Resurfacing the Patella During Primary Total Knee Arthroplasty: Determining the Best Strategy. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 101(5), 412–420. doi: 10.2106/JBJS.18.00389

160. Marsh, R.L., Ellerby, D.J., Carr, J.A., Henry, H.T., & Buchanan, C.I.(2004). Partitioning the energetics of walking and running: swinging the limbs is expensive. *Science (New York, N.Y.)*, 303(5654), 80–83. doi: [10.1126/science.1090704](https://doi.org/10.1126/science.1090704)

161. Martin, J.P. (1967) *The Basal Ganglia and Posture*. Lippencott; First Edition. 1967. 152 p.

162. Massey, J.T., Lurito, J.T., Pellizzer, G., & Georgopoulos, A.P. (1992). Three-dimensional drawings in isometric conditions: relation between geometry and kinematics. *Experimental brain research*, 88(3), 685–690. doi: 10.1007/BF00228198

163. Mat Eil Ismail, M.S., Sharifudin, M.A., Shokri, A.A., & Ab Rahman, S. (2016). Preoperative physiotherapy and short-term functional outcomes of primary total knee arthroplasty. *Singapore medical journal*, 57(3), 138–143. doi: 10.11622/smedj.2016055

164. McHugh, A. (2021). Rehabilitation Guidelines Following Total Knee Arthroplasty. *Physioplus*. <https://members.physio-pedia.com/learn/rehabilitation-guidelines-following-total-knee-arthroplasty/>

165. McLean, D.L., Masino, M.A., Koh, I.Y., Lindquist, W.B., & Fetcho, J.R. (2008). Continuous shifts in the active set of spinal interneurons during changes in locomotor speed. *Nature neuroscience*, 11(12), 1419–1429. doi:

10.1038/nn.2225

166. McMahon, T.A. (1984) *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press, Princeton, New Jersey.
167. Mitchelson, A.J., Wilson, C.J., Mihalko, W.M., Grupp, T.M., Manning, B.T., Dennis, D.A., Goodman, S.B., Tzeng, T.H., Vasdev, S., & Saleh, K.J. (2015). Biomaterial hypersensitivity: is it real? Supportive evidence and approach considerations for metal allergic patients following total knee arthroplasty. *BioMed research international*, 2015, 137287. doi: 10.1155/2015/137287
168. Mittelstaedt, M.L., & Mittelstaedt, H. (2001). Idiopathic navigation in humans: estimation of path length. *Experimental brain research*, 139(3), 318–332. doi: 10.1007/s002210100735
169. Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., & Shimada, S. (2002). Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 61(7), 617–622. doi: 10.1136/ard.61.7.617.
170. Mochon, S., McMahon, T.A. (1980) Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, 13 (1), 49-57. doi: 10.1016/0021-9290(80)90007-X
171. Morasso, P.G., & Sanguineti, V. (2002). Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Journal of neurophysiology*, 88(4), 2157–2162. doi: 10.1152/jn.2002.88.4.2157
172. Morbeck, M.E. (2007). Primate morphophysiology, locomotor analyses and human bipedalism. *International Journal of Primatology*, 7, 423-425. DOI:10.1007/BF02693704
173. Mori, S., Kawahara, K., Sakamoto, T., Aoki, M., & Tomiyama, T. (1982). Setting and resetting of level of postural muscle tone in decerebrate cat by stimulation of brain stem. *Journal of neurophysiology*, 48(3), 737–748. doi: 10.1152/jn.1982.48.3.737
174. Moutzouri, M., Gleeson, N., Billis, E., Tsepis, E., Panoutsopoulou, I., &

- Gliatis, J. (2017). The effect of total knee arthroplasty on patients' balance and incidence of falls: a systematic review. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 25(11), 3439–3451. doi: 10.1007/s00167-016-4355-z
175. Naili, J.E., Wretenberg, P., Lindgren, V., Iversen, M. D., Hedström, M., & Broström, E.W. (2017). Improved knee biomechanics among patients reporting a good outcome in knee-related quality of life one year after total knee arthroplasty. *BMC musculoskeletal disorders*, 18(1), 122. doi: 10.1186/s12891-017-1479-3
176. Nashner L.M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental brain research*, 26(1), 59–72. doi: 10.1007/BF00235249
177. Nashner, L.M. (1981). Analysis of Stance Posture in Humans. In: Towe, A.L., Luschei, E.S. (eds) *Motor Coordination*. Springer, Boston, MA. doi:10.1007/978-1-4684-3884-0_10
178. Neptune, R.R., Clark, D.J., & Kautz, S.A. (2009). Modular control of human walking: a simulation study. *Journal of biomechanics*, 42(9), 1282–1287. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.009
179. Netter, F. (2014). *Atlas of Human Anatomy*. Saunders; 6th edition. 640 p.
180. Nuñez, M., Nuñez, E., Sastre, S., Del-Val, J.L., Segur, J.M., & Macule, F. (2008). Prevalence of knee osteoarthritis and analysis of pain, rigidity, and functional incapacity. *Orthopedics*, 31(8), 753.
181. Oakley, S. P., & Lassere, M.N. (2003). A critical appraisal of quantitative arthroscopy as an outcome measure in osteoarthritis of the knee. *Seminars in arthritis and rheumatism*, 33(2), 83–105. doi: 10.1016/s0049-0172(03)00082-9
182. Ornetti, P., Maillefert, J.F., Laroche, D., Morisset, C., Dougados, M., & Gossec, 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: 10.1016/j.jbspin.2009.12.009.

183. Otani, T., Hashimoto, K., Yahara, M., Miyamae, S., Isomichi, T., Hanawa, S., Sakaguchi, M., Kawakami, Y., Lim, H., & Takanishi, A. (2015). Utilization of Human-Like Pelvic Rotation for Running Robot. *Frontiers Robotics AI*, 2, 17. DOI:10.3389/frobt.2015.00017
184. Parcells, B.W., & Tria, A.J., Jr (2016). The Cruciate Ligaments in Total Knee Arthroplasty. *American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, 45(4), E153–E160.
185. Paterson, K.L., Sossdian, L., Bennell, K.L., Metcalf, B.R., Wrigley, T.V., Kasza, J., Dowsey, M.M., Choong, P.F., & Hinman, R.S. (2020). The influence of sex and pre-operative obesity on biomechanics two years after total knee arthroplasty: A longitudinal cohort study. *Gait & posture*, 76, 74–84. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.10.031
186. Paterson, K.L., Sossdian, L., Hinman, R.S., Wrigley, T.V., Kasza, J., Dowsey, M., Choong, P., & Bennell, K.L. (2017). The influence of sex and obesity on gait biomechanics in people with severe knee osteoarthritis scheduled for arthroplasty. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 49, 72–77. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.08.013
187. Paterson, K.L., Sossdian, L., Hinman, R.S., Wrigley, T.V., Kasza, J., Dowsey, M., Choong, P., & Bennell, K.L. (2018). Effects of sex and obesity on gait biomechanics before and six months after total knee arthroplasty: A longitudinal cohort study. *Gait & posture*, 61, 263–268. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.014
188. Pearson, K., & Gramlich, R. (2010). Updating neural representations of objects during walking. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1198, 1–9. doi: 10.1111/j.1749-6632.2009.05422.x
189. Pearson, K.G. (2004). Generating the walking gait: role of sensory feedback. *Progress in brain research*, 143, 123-9 .
190. Phinyomark, A., Osis, S. T., Hettinga, B.A., Kobsar, D., & Ferber, R. (2016). Gender differences in gait kinematics for patients with knee

osteoarthritis. *BMC musculoskeletal disorders*, 17, 157. doi: 10.1186/s12891-016-1013-z

191. Poppele, R., & Bosco, G. (2003). Sophisticated spinal contributions to motor control. *Trends in neurosciences*, 26(5), 269–276. doi: 10.1016/S0166-2236(03)00073-0

192. Prochazka, A., & Ellaway, P. (2012). Sensory systems in the control of movement. *Comprehensive Physiology*, 2(4), 2615–2627. doi: 10.1002/cphy.c100086

193. Quintana, J.M., Arostegui, I., Escobar, A., Azkarate, J., Goenaga, J.I., & Lafuente, I. (2008). Prevalence of knee and hip osteoarthritis and the appropriateness of joint replacement in an older population. *Archives of internal medicine*, 168 (14), 1576–1584. doi: 10.1001/archinte.168.14.1576

194. Reid, C.M. (2000). *Biomechanical Analysis of Compensatory Stepping: Implications for Paraplegics Standing Via FNS*: Ph.D Dissertation. Arizona State University: 646

195. Reilly, K., Barker, K., Shamley, D., Newman, M., Oskrochi, G.R., & Sandall, S. (2009). The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy*, 95(3), 164–169. doi: 10.1016/j.physio.2009.04.003

196. Roll, J. P., Popov, K., Gurfinkel, V., Lipshits, M., André-Deshays, C., Gilhodes, J. C., & Quoniam, C. (1993). Sensorimotor and perceptual function of muscle proprioception in microgravity. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, 3(3), 259–273.

197. Roll, J. P., Vedel, J. P., & Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental brain research*, 76(1), 213–222. doi: 10.1007/BF00253639

198. Rongies, W., Bąk, A., Lazar, A. (2009). Próba wykorzystania badania pedobarograficznego do oceny skuteczności rehabilitacji osób z chorobą zwyrodnieniową stawów biodrowych. *Ортоп Трауматол Реабилитация*, 3,

245–252

199. Rzaniak, E., Dzierzanowski, M., Matewski, D. (2007). Wpływ zmian zwyrodnieniowych stawów biodrowych na ukształtowanie stopy. *Kwartalnik Ortopedyczny*; 3: 342–351
200. Safavynia, S.A., & Ting, L.H. (2012). Task-level feedback can explain temporal recruitment of spatially fixed muscle synergies throughout postural perturbations. *Journal of neurophysiology*, 107(1), 159–177. doi: 10.1152/jn.00653.2011
201. Saibene, F., & Minetti, A.E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European journal of applied physiology*, 88(4-5), 297–316. doi: 10.1007/s00421-002-0654-9
202. Saranlı, U., Arslan, Ö., Ankaralı, M.M., & Morgül, Ö. (2010). Approximate analytic solutions to non-symmetric stance trajectories of the passive Spring-Loaded Inverted Pendulum with damping. *Nonlinear Dynamics*, 62, 729-742. DOI:10.1007/S11071-010-9757-8
203. Schaal, S., & Sternad, D. (2000). Origins and violations of the 2/3 power law in rhythmic three-dimensional arm movements. *Experimental Brain Research*, 136, 60-72. DOI:10.1007/s002210000505
204. Scott, C.E., Oliver, W.M., MacDonald, D., Wade, F.A., Moran, M., & Breusch, S.J. (2016). Predicting dissatisfaction following total knee arthroplasty in patients under 55 years of age. *The bone & joint journal*, 98-B(12), 1625–1634. doi: 10.1302/0301-620X.98B12.BJJ-2016-0375.R1
205. Sharkey, P.F., Lichstein, P.M., Shen, C., Tokarski, A.T., & Parvizi, J. (2014). Why are total knee arthroplasties failing today--has anything changed after 10 years? *The Journal of arthroplasty*, 29(9), 1774–1778. doi: 10.1016/j.arth.2013.07.024
206. Sharma, L., Chang, A.H., Jackson, R.D., Nevitt, M., Moio, K.C., Hochberg, M., Eaton, C., Kwok, C.K., Almagor, O., Cauley, J., & Chmiel, J.S. (2017). Varus Thrust and Incident and Progressive Knee Osteoarthritis.

- Arthritis & rheumatology (Hoboken, N.J.)*, 69(11), 2136–2143. doi: 10.1002/art.40224
207. Si, H.B., Zeng, Y., Zhong, J., Zhou, Z.K., Lu, Y.R., Cheng, J.Q., Ning, N., & Shen, B. (2017). The effect of primary total knee arthroplasty on the incidence of falls and balance-related functions in patients with osteoarthritis. *Scientific reports*, 7(1), 16583. doi: 10.1038/s41598-017-16867-4
208. Soechting, J.F., & Terzuolo, C.A. (1986). An algorithm for the generation of curvilinear wrist motion in an arbitrary plane in three-dimensional space. *Neuroscience*, 19(4), 1393–1405. doi: 10.1016/0306-4522(86)90151-x
209. Speelziek, S., Staff, N.P., Johnson, R.L., Sierra, R.J., & Laughlin, R.S. (2019). Clinical spectrum of neuropathy after primary total knee arthroplasty: A series of 54 cases. *Muscle & nerve*, 59(6), 679–682. doi: 10.1002/mus.26473
210. Su E.P. (2012). Fixed flexion deformity and total knee arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 94 (11 Suppl A), 112–115. doi: 10.1302/0301-620X.94B11.30512
211. Szoek, 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. *The Journal of rheumatology*, 33(9), 1835–1840.
212. Thelen D.G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of biomechanical engineering*, 125(1), 70–77. doi: 10.1115/1.1531112
213. Todorov, E., & Jordan, M.I. (1998). Smoothness maximization along a predefined path accurately predicts the speed profiles of complex arm movements. *Journal of neurophysiology*, 80(2), 696–714. doi: 10.1152/jn.1998.80.2.696
214. Ueki, R., Shigematsu, M., Motooka, T. & Hotokebuchi, T. (2005). Gait Analysis in Coxarthrosis (jp). 整形外科と災害外科 [Ортопедія та хірургія

карастроф], 54 (1), 173-175 doi: 10.5035/nishiseisai.54.173

215. Vieilledent, S., Kerlirzin, Y., Dalbera, S., & Berthoz, A. (2001). Relationship between velocity and curvature of a human locomotor trajectory.

Neuroscience letters, 305(1), 65–69. doi: 10.1016/s0304-3940(01)01798-0

216. Vilà, R.P. (2012). Application of multibody dynamics techniques to the analysis of human gait: Ph.D. Dis. Corpus ID: 190665882

217. Viviani, P., & Flash, T. (1995). Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to GAITRite movement planning.

Journal of experimental psychology. Human perception and performance, 21(1), 32–53. doi: 10.1037//0096-1523.21.1.32

218. Viviani, P., & Schneider, R. (1991). A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements.

Journal of experimental psychology. Human perception and performance, 17(1), 198–218. doi: 10.1037//0096-1523.17.1.198

219. Wang, C., Huang, S., Yu, X., Jiang, L., Bai, Y., Lu Y., & Wu, X. (2018). Correlation Analysis on Early Gait and Prognosis Function after Total Knee Arthroplasty.

Journal of Medical Biomechanics, 33(6), 558-563 (Chin). DOI:10.16156/j.1004-7220.2018.06.013.

220. Wang, M., Shen, J., Jin, H., Im, H. J., Sandy, J., & Chen, D. (2011). Recent progress in understanding molecular mechanisms of cartilage degeneration during osteoarthritis.

Annals of the New York Academy of Sciences, 1240, 61–69. doi: 10.1111/j.1749-6632.2011.06258.x.

221. Winter D.A. (1992). Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task.

Physical therapy, 72(1), 45–56. doi: 10.1093/ptj/72.1.45

222. Winter, D.A. (1991). Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological - 2nd edition. Corpus ID: 141288504

223. Wright, W.G., Ivanenko, Y.P., & Gurfinkel, V.S. (2012). Foot anatomy specialization for postural sensation and control.

Journal of neurophysiology,

107(5), 1513–1521. doi: 10.1152/jn.00256.2011

224. Wu, X., Chu, L., Xiao, L., He, Y., Jiang, S., Yang, S., & Liu, Y. (2017). Early Spatiotemporal Patterns and Knee Kinematics during Level Walking in Individuals following Total Knee Arthroplasty. *Journal of healthcare engineering*, 2017, 7056469. doi: 10.1155/2017/7056469.

225. Xubo W., Lixi C, Lianbo X., Yong H, Shuyun J., Songbin Y. & Yijie L. (2017). Research Article Early Spatiotemporal Patterns and Knee Kinematics during Level Walking in Individuals following Total Knee Arthroplasty Journal of Healthcare Engineering; ID 7056469. Doi: 10.1155/2017/7056469

226. Zajac F.E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, 17(4), 359–411.

227. Zhang, W., Doherty, M., Peat, G., Biaerma-Zeinstra, M.A., Arden, N.K., Bresnihan, B., Herrero-Beaumont, G., Kirschner, S., Leeb, B.F., Lohmander, L.S., Mazières, B., Pavelka, K., Punzi, L., So, A.K., Tuncer, T., Watt, I., & Bijlsma, J. W. (2010). EULAR evidence-based recommendations for the diagnosis of knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 69 (3), 483–489. doi: 10.1136/ard.2009.113100.

ДОДАТОК А**Список наукових праць, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:**

1. Фіщенко, В.О., Обейдат Халед. (2022). Робота м'язів нижньої кінцівки за умов визгинальної контрактури колінного суглоба. *Травма*, 23(2), 17-24. *(Фахове видання України)*.

2. Обейдат Халед, Карпінська, О.Д., Московко, Г.С. (2021). Особливості ходьби хворих з остеоартрозом колінного суглобу до та після ендопротезування за даними системи GaitRite. *Травма*, 22(6), 10-18. *(Фахове видання України)*.

3. Фіщенко, В.О., Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська, О.Д. (2022). Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу. *Травма*, 23(1), 66-71. *(Фахове видання України)*.

4. Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська, О.Д. (2023). Інтегральна оцінка якості ходьби хворих на гонартроз до та після ендопротезування. *Травма*, 24(1), 20-23. *(Фахове видання України)*.

Список наукових праць, які додатково відображають наукові результати дисертації:

5. 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. *Ортопедія, травматологія та протезування*, 1(618), 26-32. *(Огляд літератури)*.

6. Карпінська, О.Д., Обейдат Халед. (2023). Робота м'язів, відповідальних за функціонування стопи в умовах контрактури колінного суглоба. *Ортопедія, травматологія та протезування*, 1, 49- 54. *(Фахове видання України)*.

7. Обейдат Халед, Карпінська, О.Д. (2021). Остеоартроз колінного суглоба. Етіологія, лікування, реабілітація (аналітичний огляд літератури). Травма, 22(3), 5-11. *(Огляд літератури)*.

Список наукових праць, які засвідчують апробацію дисертації:

8. Фіщенко В.О., Браніцький О.Ю., Обейдат Халед, Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. (2019). Концептуальна модель розвитку патологічної ходи при тривалому перебігу остеоартрозу. Матеріали IV Всеукраїнської конференції «Актуальные вопросы лечения патологии суставов и эндопротезирования» (Запорожье-Приморск, 12-14 сентября, 2019). С.84-85. *(Тези)*.

9. Фіщенко В.О., Обейдат Халед, Карпінська О.Д. (2019). Біомеханічні особливості ходьби хворих на гонартроз з контрактурами колінного суглоба. Матеріали 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 (19-20 вересня 2019 р., Дніпро) – Дніпро: «Ліра», С 10-11. *(Тези)*.

10. Фіщенко В.О., Обейдат Халед, Тяжелов О.А., Карпінська О.Д. (2019). Математичне моделювання роботи м'язів нижньої кінцівки в процесі ходьби при контрактурах колінного суглоба. Збірник наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України (Івано-Франківськ, 9-11 жовтня 2019 р.), С 191. *(Тези)*.

11. 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. Пироговский форум с международным участием, посвящённый памяти профессора В.И. Зоря «Избранные вопросы травматологии и ортопедии» Юбилейная научно-образовательная конференция железнодорожных

травматологов-ортопедов и реабилитологов, посвящённая 95-летию НУЗ «ДКБ им. Н. А. Семашко на ст. Люблино ОАО «РЖД» (24-25 октября 2019, Москва): Материалы. С 273. **(Тези).**

12. Тяжелов О.А., Карпинская Е.Д., Обейдат Халед. (2021). Робота м'язів колінного суглоба при обмеженні його функціональності. Матеріали п'ятої всеукраїнської науково-практичної конференції «Актуальні питання лікування патології суглобів та ендопротезування», Запоріжжя, 2-4 вересня 2021. С80-81. **(Тези).**

ДОДАТОК Б-1



ЗАТВЕРЖУЮ
керівник установи, в якій проведено впровадження

2022 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Комплексе реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу.

(назва пропозиції для впровадження)

4. Впроваджено за реєстром нововведень _____ року, випуск № _____
реєстраційний № _____

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження: _____
Вінницький державний медичний університет кафедра ортопедії та травматології

6. Строки впровадження з _____ 01.04.2022 _____ по _____ 30.06.2022 _____

7. Загальна кількість спостережень _____ 18 _____

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна) погіршення функціонального об'єкту та якості життя у пацієнтів після тотального ендопротезування колінного суглобу.

9. Зауваження, пропозиції _____

Відповідальна за впровадження особа
(посада, підпис, прізвище, ініціали)
Зав. кафедри ортопедії та травматології
проф. В.О.Фіщенко

“04” Листопада 2022 р.

ДОДАТОК Б-2

«Затверджую»
 проректор ЗВО з наукової роботи
 Вінницького національного медичного
 університету ім. М.І.Пирогова
 професор Олег Власенко



_____ 2023 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів, отриманих у науковій роботі, в практичну медицину

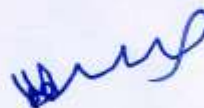
1. **Назва роботи:** Особливості формування патологічної ходьби хворих на гонартроз після ендопротезування
2. **Установа розробник:** Вінницький національний медичний університет ім. М.І.Пирогова МОЗ України, кафедра травматології та ортопедії, м. Вінниця, вул. Пирогова, 56, 21018, Україна
Розроблювач: Обейдат Халед Джамал Салех
3. **Джерело інформації:** Фіщенко В.О., Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська О.Д. Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу. // Травма. – 2022. - Т.23, № 1. – С. 66-71. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.884>
4. **Актуальність дослідження:** Тотальне ендопротезування колінного суглобу – це поширена ортопедична операція, яка включає заміну суглобових поверхонь колінного суглобу гладким металом та поліетиленовим пластиком. Звичайно, відновлення повноцінної функціональності колінного суглоба після операції ендопротезування, особливо у пацієнтів працездатного віку, була і залишається чи не головним завданням реабілітації.
5. **Форма впровадження:** результати дослідження впроваджено в роботу кафедри травматології та ортопедії Вінницького національного медичного університету ім. М.І.Пирогова МОЗ України
6. **Термін впровадження:** Квітень 2022 р – Червень 2022 р.
7. **Ефективність впровадження за критеріями, висловленими в джерелі інформації:** клінічні результати доводять високу ефективність застосування реабілітаційного комплексу для відновлення рухомості колінних суглобів після ендопротезування.

8. Зауваження, пропозиції: немає

Відповідальний за впровадження:

Завідувач кафедри травматології та ортопедії
Вінницького національного медичного
університету ім. М.І.Пирогова
д-р мед. наук, професор

Володимир Фіщенко



ДОДАТОК Б-3



ПІДТВЕРДЖУЮ

встановленою установою, в якій проведено впровадження

2022 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Комплексу реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу.

(назва пропозиції для впровадження)

2. ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН", Харків, вул. Пушкінська, 80
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова МОЗ України, м.
Вінниця, Україна, Фіщенко В.О., Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська О.Д.
 (установа-розробник, її поштова адреса; прізвище, ініціали авторів)

3. Джерело інформації: Фіщенко В.О., Обейдат Халед Джамал Салех,
Карпінська О.Д. Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після
тотального ендопротезування колінного суглобу. // Травма. – 2022. - Т.23, № 1. – С.
66-71. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.884>

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

4. Впроваджено за реєстром нововведень _____ року, випуск № _____
 реєстраційний № _____

5. Найменування установи, яка здійснила впровадження: _____
Вінницький державний медичний університет кафедра ортопедії та травматології

6. Строки впровадження з _____ 01.04.2022 _____ по _____ 30.06.2022 _____

7. Загальна кількість спостережень _____ 18 _____

8. Ефективність впровадження (клінічна, наукова, соціальна, економічна) покриває
функціонального аспекту та емоцій життя у пацієнтів після
тотального ендопротезування колінного суглобу

9. Зауваження, пропозиції _____

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

Зав. кафедри ортопедії та травматології
 проф. В.О.Фіщенко

"04" Листопада 2022 р.

ДОДАТОК Б-4

«Затверджую»
 директор КНП
 «Вінницька міська клінічна лікарня
 швидкої медичної допомоги»
 д.м.н. проф. Олександр Фомін

«30» червня 2023 р.



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів, отриманих у науковій роботі, в практичну медицину

1. **Назва роботи:** Особливості формування патологічної ходьби хворих на гонартроз після ендопротезування
2. **Установа розробник:** Вінницький національний медичний університет ім. М.І.Пирогова МОЗ України, кафедра травматології та ортопедії, м. Вінниця, вул. Пирогова, 56, 21018, Україна
Розроблювач: Обейдат Халед Джамал Салех
3. **Джерело інформації:** Фіщенко В.О., Обейдат Халед Джамал Салех, Карпінська О.Д. Біомеханічне обґрунтування реабілітаційних заходів після тотального ендопротезування колінного суглобу. // Травма. – 2022. - Т.23, № 1. – С. 66-71. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.23.2022.884>
4. **Актуальність дослідження:** Тотальне ендопротезування колінного суглобу – це поширена ортопедична операція, яка включає заміну суглобових поверхонь колінного суглобу гладким металом та поліетиленовим пластиком. Звичайно, відновлення повноцінної функціональності колінного суглоба після операції ендопротезування, особливо у пацієнтів працездатного віку, була і залишається чи не головним завданням реабілітації.
5. **Форма впровадження:** результати дослідження впроваджено в роботу травматологічного відділення КНП «Вінницька міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги»
6. **Термін впровадження:** Квітень 2022 р – Червень 2022 р.
7. **Ефективність впровадження за критеріями, висловленими в джерелі інформації:** клінічні результати доводять високу ефективність застосування реабілітаційного комплексу для відновлення рухомості колінних суглобів після ендопротезування.

8. **Зауваження, пропозиції:** немає.

Відповідальний за впровадження:

Зав. травматологічним відділенням
КНП «Вінницька міська клінічна лікарня
швидкої медичної допомоги»



Сергій ПСЮК