

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

**Кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії,
травматології та протезування**

Магістерська робота

на тему: «Комплексний аналіз впливу характеристик протезної стопи на функціональні можливості, біомеханіку ходи та якість життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок »

Рівень вищої освіти	другий (магістерський)
Галузь знань	22 «Охорона здоров'я» (шифр і назва)
Спеціальність	224 «Технологія медичної діагностики та лікування»,
Спеціалізація	224.02 «Протезування-ортезування» (шифр і назва)
Освітня програма	<u>«Протезування – ортезування»</u> (назва освітньої програми)

Виконала:		
Здобувач гр 4-24-281		Олексій Максимович СКУБІЙ
	(підпис)	
Керівник роботи:		
к.мед.н., доц.	 (підпис)	Григорій Григорович ГОЛКА
Рецензент роботи:		
	 (підпис)	

Засвідчую, що у цій роботі
немає цитат та вилучень з
праць інших авторів без
відповідних посилань
здобувач

АНОТАЦІЯ

Магістерська кваліфікаційна робота присвячена комплексному аналізу впливу характеристик протезної стопи на функціональні можливості, біомеханіку ходи та якість життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок. У роботі розглянуто сучасні підходи до протезування, класифікацію та конструктивні особливості різних типів протезних стоп.

Метою дослідження є оцінка впливу різних типів протезних стоп на основні біомеханічні показники ходи, симетрію рухів та енергетичні витрати у пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок, а також обґрунтування принципів індивідуалізованого вибору протезної стопи.

Матеріал і методи. Обстежено 10 пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок різної етіології та рівня. Застосовано клінічні, функціональні, біомеханічні та статистичні методи дослідження. Оцінювалися швидкість ходи, довжина та частота кроку, фази опори, показники симетрії та енергетичні витрати при використанні різних типів протезних стоп.

Результати дослідження показали, що тип протезної стопи істотно впливає на характер ходи, її симетрію та енергетичну ефективність. Енергонакопичувальні та багатовісні стопи забезпечують більш фізіологічну ходу, зменшують асиметрію та знижують енергетичні витрати у порівнянні з механічними конструкціями. Індивідуалізований підбір протезної стопи з урахуванням рівня активності, маси тіла та функціонального стану пацієнта сприяє підвищенню рівня мобільності та якості життя.

Висновки. Сучасні конструкції протезних стоп мають суттєві переваги з точки зору біомеханіки ходи та функціональної ефективності. Результати роботи можуть бути використані у клінічній практиці для оптимізації процесу протезування та реабілітації пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок.

ABSTRACT

This diploma thesis is devoted to a comprehensive analysis of the influence of prosthetic foot characteristics on functional abilities, gait biomechanics, and quality of life in patients with lower limb amputations. The paper considers modern approaches to prosthetics, classification, and design features of various types of prosthetic feet.

The aim of the study was to evaluate the effect of different types of prosthetic feet on the main biomechanical gait parameters, movement symmetry, and energy expenditure in patients with lower limb amputations, and to substantiate the principles of individualized prosthetic foot selection.

Material and methods. Ten patients with lower limb amputations of various etiology and levels were examined. Clinical, functional, biomechanical, and statistical methods were used. Gait speed, step length and cadence, stance phases, symmetry indices, and energy expenditure were assessed using different types of prosthetic feet.

Results. The study showed that the type of prosthetic foot significantly affects gait pattern, symmetry, and energy efficiency. Energy-storing and multi-axial prosthetic feet provide a more physiological gait, reduce asymmetry, and decrease energy expenditure compared to conventional mechanical designs. It was found that individualized prosthetic foot selection considering activity level, body weight, and functional status improves mobility and quality of life.

Conclusions. Modern prosthetic foot designs have significant advantages in terms of gait biomechanics and functional efficiency. The results of this study can be applied in clinical practice to optimize prosthetic fitting and rehabilitation of patients with lower limb amputations.

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет(інститут) IV медичний
Кафедра екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії,
травматології та протезування
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 22 «Охорона здоров'я»
(шифр і назва)
Спеціальність 224 «Технологія медичної діагностики та лікування»,
Спеціалізація 224.02 «Протезування-ортезування»
(шифр і назва)
Освітня програма «Протезування – ортезування»
(назва освітньої програми)

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри
екстреної та невідкладної
медичної допомоги, ортопедії,
травматології та протезування
назва кафедри

(підпис) (ПІБ) проф. Голка Г.Г.
«21» листопада 2025року

З А В Д А Н Н Я

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ(МАГІСТЕРСЬКУ) РОБОТУ СТУДЕНТУ

Скубій Олексій Максимович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1 .Тема роботи «Вплив силіконового вкладиша та вакуумної системи кріплення на стабільність протеза стегна». _____

керівник роботи В.о. завідувача кафедрою екстреної та невідкладної медичної допомоги, ортопедії травматології та протезування, д.мед.н, професор Голка Г.Г.

2 Строк подання студентом роботи травень 2026 року (орієнтовно, відповідно до графіку проведення атестації ЕК).

3.Вихідні дані до роботи: матеріали вітчизняних і зарубіжних публікацій за

проблемою ампутації стегна , дані клінічних обстежень пацієнтів, результати анкетування щодо якості життя, результати оцінки біомеханіки.

4.Зміст пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):

Вступ.

1. Огляд літератури за темою та вибір напрямів досліджень.
2. Виклад загальної методики й основних методів досліджень.
3. Експериментальна частина й методика досліджень.
4. Аналіз та узагальнення результатів власних досліджень впливу конструкції протеза на якість життя.

Висновки.

Список використаних джерел.

5. Перелік досліджень (з точним зазначенням обов'язкових досліджень):

Бібліографічно-пошуковий аналіз , збір та аналіз клінічних даних пацієнтів, анкетування/опитування (визначення якості життя), оцінка біомеханіки та функціональності різних конструкцій протезів, статистична обробка результатів.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7.Дата видачі завдання 21.11.2025

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання, вибір напрямів досліджень та підбір літератури	Листопад – Грудень 2025	
2	Огляд літератури за темою, написання 1-го розділу	Січень – Лютий 2026	
3	Проведення практичних/експериментальних досліджень, збір та аналіз даних	Лютий – Березень 2026	
4	Узагальнення результатів, формулювання висновків, оформлення роботи згідно вимог	Квітень 2026	
5	Перевірка на академічну доброчесність та попередній захист на кафедрі	Не пізніше ніж за 4 тижні до захисту	
6	Подання повністю готової, зшитої роботи до Екзаменаційної комісії	За 1 день до захисту	

Студент _____ Скубій О.М.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____ проф. Голка Г.Г.
(підпис) (прізвище та ініціали)

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	9
ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ 1. АНАТОМО-ФУНКЦІОНАЛЬНІ ТА БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ ПРИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ	13
1.1. Анатомія нижньої кінцівки	13
1.2. Біомеханіка нормальної ходи.....	16
1.3. Біомеханіка ходи з протезом.....	18
1.4. Відхилення ходи у пацієнтів з ампутаціями нижніх кінцівок.....	21
1.5. Причини ампутацій та їх вплив на функціональний стан. Оцінка пацієнта перед протезуванням	24
1.6. Основи протезування нижньої кінцівки та особливості протезів стопи.....	25
1.7. Вплив характеристик протезної стопи на функціональні можливості та якість життя пацієнтів.....	29
1.8. Висновки до розділу 1	33
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	35
2.1. Характеристика обстежених пацієнтів та дизайн дослідження	35
2.2. Типи протезних стоп, що досліджувались.....	39
2.3. Методика дослідження біомеханіки ходи	43
2.4. Методи статистичної обробки результатів дослідження	46
ТЕХНОЛОГІЧНА КАРТА ВИБОРУ ПРОТЕЗНОЇ СТОПИ ДЛЯ ПАЦІЄНТА З АМПУТАЦІЄЮ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ	48
2.5. Висновки до розділу 2	50
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	53
3.1. Біомеханічні показники ходи при використанні різних типів протезних стоп	53
3.2. Енергетичні витрати при ході	60
3.3. Оцінка функціональних можливостей та якості життя.....	61

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ	65
3.4. Висновки до розділу 3	67
РОЗДІЛ 4. ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ	69
4.1. Порівняння отриманих результатів з даними інших досліджень	69
4.2. Клінічне значення отриманих результатів	70
ВИСНОВКИ	72
ЛІТЕРАТУРА.....	74

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

K-рівень (K1-K4) — рівень функціональної мобільності

ЧСС — частота серцевих скорочень

EEI (Energy Expenditure Index) — індекс енергетичних витрат при ході

SI (Symmetry Index) — індекс симетрії ходи

CoM (Center of Mass) — центр мас тіла

Pstance — тривалість фази опори

2MWT (2-Minute Walk Test) — 2-хвилинний тест ходи

PLUS-M (Prosthetic Limb Users Survey of Mobility) — опитувальник мобільності

M — середнє значення

SD — стандартне відхилення

м — метри

см — сантиметри

кг — кілограми

с — секунди

хв — хвилини

м/с — метри за секунду

уд/м — удари на метр

ВСТУП

Актуальність теми. Ампутації нижніх кінцівок залишаються однією з найскладніших медико-соціальних проблем сучасної медицини та реабілітації. Зростання кількості травматичних ушкоджень, судинних та ендокринних захворювань, а також наслідки воєнних дій призводять до постійного збільшення кількості пацієнтів, які потребують протезування. Втрата нижньої кінцівки спричиняє значні порушення функції опорно-рухового апарату, зниження рівня самообслуговування, працездатності та якості життя в цілому.

Одним із ключових елементів протеза є протезна стопа, яка відіграє вирішальну роль у формуванні біомеханіки ходи, стабільності, симетрії рухів та рівня енергетичних витрат під час пересування. Сучасні протезні компанії пропонують широкий спектр протезів стоп- від простих безшарнірних до високотехнологічних енергонакопичувальних. Але на практиці вибір конкретної моделі часто здійснюється без достатнього урахування функціональних можливостей пацієнта, рівня його активності та біомеханічних особливостей ходи.

Особливої актуальності ця проблема набуває у пацієнтів з ампутацією на рівні гомілки, у яких навіть за наявності збереженого колінного суглоба часто формується патологічна хода, асиметрія навантаження, підвищені енергетичні витрати та перевантаження здорової кінцівки. Це призводить до розвитку вторинних ускладнень і погіршення якості життя.

У зв'язку з цим, комплексний аналіз впливу характеристик протезної стопи на функціональні можливості, біомеханіку ходи та якість життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок є актуальним і практично значущим завданням сучасного протезування та реабілітаційної медицини.

Мета дослідження. Метою магістерської кваліфікаційної роботи є комплексна оцінка впливу різних характеристик та типів протезних стоп на функціональні можливості, біомеханіку ходи, симетрію рухів, енергетичні

витрати та якість життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок з метою обґрунтування принципів індивідуалізованого вибору протезної стопи.

Завдання дослідження. Для досягнення поставленої мети у роботі передбачено вирішення таких завдань:

- проаналізувати анатомічні та біомеханічні особливості у нормі та при роботі з пацієнтами при протезуванні нижньої кінцівки;
- проаналізувати сучасні наукові джерела з проблеми протезування нижніх кінцівок;
- охарактеризувати клінічні та функціональні особливості пацієнтів, включених у дослідження;
- вивчити конструктивні та функціональні характеристики протезних стоп, що використовувалися у роботі;
- визначити основні біомеханічні показники ходи (швидкість, довжину та частоту кроку, фази опори, симетрію);
- оцінити вплив різних типів протезних стоп на симетрію та стабільність ходи;
- дослідити енергетичні витрати при ході залежно від типу протезної стопи;
- провести статистичну обробку отриманих результатів;
- проаналізувати вплив характеристик протезної стопи на рівень функціональних можливостей та якість життя пацієнтів;
- розробити практичні рекомендації щодо підбору протезної стопи пацієнта із ампутацією нижньої кінцівки.

Об'єкт дослідження: пацієнти з ампутацією нижньої кінцівки

Предмет дослідження: протезні стопи, їх вплив на біомеханіку ходи, функціональні можливості та якість життя пацієнта з ампутацією нижньої кінцівки в залежності від конструктивних та функціональних характеристик

Методи дослідження

У роботі були використані наступні методи дослідження:

- Теоретичні: аналіз наукової літератури щодо сучасного стану проблеми протезування нижніх кінцівок.
- Емпіричні: клінічне обстеження для оцінки стану кукси, опорно-рухового апарату та супутньої патології; визначення рівня мобільності та функціональних можливостей пацієнтів; біомеханічний аналіз ходи; оцінка енергетичних витрат
- Статистичні: статистична обробка даних для узагальнення отриманих результатів

Наукова новизна. У роботі проведено комплексне порівняльне дослідження впливу різних типів протезних стоп (механічних, енергонакопичувальних) на біомеханіку ходи, симетрію рухів та енергетичні витрати у пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок в умовах клінічної практики.

Практичне значення. Отримані результати можуть бути використані у практиці лікарів-ортопедів, протезистів та фізичних реабілітологів для обґрунтованого та індивідуалізованого вибору протезу стопи. Запропоновані рекомендації сприятимуть підвищенню ефективності протезування, покращенню біомеханіки ходи, зменшенню енергетичних витрат та підвищенню якості життя пацієнтів.

РОЗДІЛ 1

АНАТОМО-ФУНКЦІОНАЛЬНІ ТА БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ ПРИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ

1.1. Анатомія нижньої кінцівки

Периферична частина тіла людини, нижня кінцівка, забезпечує опору, пересування та підтримку вертикального положення. Вона відіграє важливу роль у розподілі маси тіла під час руху, а також у статичі та динаміці ходи. Сіднична область, стегно, колінний суглоб, гомілка, гомілковостопний суглоб і стопа складають нижню кінцівку.

Крижово-клубовий суглоб зв'язує нижню кінцівку з осьовим скелетом. Умовна лінія, яка визначає анатомічну межу між нижньою кінцівкою та тілом, починається в ділянці лобкового горбка і проходить вздовж пахвинної зв'язки до передньої верхньої клубової ості, потім по клубовому гребеню до задньої верхньої клубової ості. Далі він проходить через крижово-горбкову зв'язку до сідничного горбка, а потім по сіднично-лобковій гілці та лобковому симфізу, замикаючись знову в ділянці лобкового горбка.

Основною кісткою стегна є стегнова кістка. Її проксимальний відділ представлений головою, яка входить до кульшової западини тазової кістки, формуючи кульшовий суглоб. Кульшовий суглоб належить до шароподібних суглобів і забезпечує широкий обсяг рухів, у тому числі згинання та розгинання, відведення і приведення, внутрішню та зовнішню ротацію, а також кругові рухи.

Оскільки стегнова кістка з'єднує свої виростки з виростками великогомілкової кістки в дистальному відділі, вона бере участь у формуванні колінного суглобу. В утворенні колінного суглобу малоомілкова кістка участі не бере. Великоомілкова та малоомілкова кістки пов'язані між собою за допомогою верхнього та нижнього великогомілково-малоомілкових суглобів і міжкісткової мембрани, тому між ними немає великих рухів.

Гомілковостопний суглоб, який формується великогомілковою і малоомілковою кістками, а також таранною кісткою в дистальному відділі гомілки, забезпечує рухи тильного та підшовного згинання. Шарнірні суглоби включають колінний і гомілковостопний суглоби, які виконують переважно згинання та розгинання.

Стопа є дистальним відділом нижньої кінцівки. Під час ходьби рухи стопи відображають узгоджену роботу всіх кісток нижньої кінцівки, також вона забезпечує амортизацію, адаптацію до нерівної поверхні, стабілізацію положення тіла та створює важіль для поступального руху вперед.

Скелет стопи складається з двадцяти шести кісток, які разом з кістками гомілки, надколінника та стегна складають тридцять кісток нижньої кінцівки. П'ятова та таранна передплеснові кістки знаходяться в задньому відділі стопи. Підтаранний суглоб утворюється між ними, маючи найбільшу суглобову поверхню серед усіх суглобів стопи. Він виконує складні рухи пронації та супінації. Середній відділ стопи включає човноподібну, кубоподібну та три клиноподібні кістки. П'ять плеснових кісток і фаланги пальців представляють передній відділ. Найбільшою є перша плеснова кістка, яка разом із сесамоподібними кістками зменшує навантаження на головку плеснової кістки під час фази відштовхування під час ходьби. Медіальний і латеральний поздовжні та поперечні склепіння формуються складною системою зв'язок, яка з'єднує кістки стопи. Підшовний апоневроз є важливим для підтримки склепінь, саме він забезпечує стабілізацію стопи під час згинання плюснефалангових суглобів.

Поперекові та крижові сегменти спинномозкових нервів іннервують м'язи нижньої кінцівки, утворюючи поперекове та крижове сплетення. Передні та присередні групи м'язів стегна іннервуються стегновим та затульним нервами, які відходять від поперекового сплетення. Гілки, які забезпечують іннервацію сідничної ділянки та задньої поверхні стегна, відходять від крижового сплетення та проходять через великий сідничний

отвір. Сідничний нерв має найбільшу гілку, яка розділяється на великогомілковий і загальний малогомілковий нерви в ділянці підколінної ямки. Ці нерви іннервують м'язи гомілки та стопи, а також забезпечують чутливість шкіри нижньої кінцівки, що має важливе значення для координації рухів і підтримання рівноваги.

Основним артеріальним стовбуром нижньої кінцівки є стегнова артерія-продовження зовнішньої клубової артерії. Вона переходить у підколінну артерію, яка далі розгалужується на передню та задню великогомілкові артерії. Кровообіг стопи здійснюється тильною артерією стопи та медіальною і латеральною підштовпними артеріями. Поверхнева венозна система представлена великою та малою підшкірними венами, які відводять кров від стопи та гомілки й впадають у глибоку венозну систему.

Великогомілкова, малогомілкова та таранна кістки формують гомілковостопний суглоб. Вважається, що він є одноосовим. Внутрішня ротація гомілки та пронація стопи супроводжують тильне згинання при фіксованій стопі.

Основні рухи інверсії та еверсії здійснюються в підтаранному суглобі, який утворений п'ятковою та таранною кістками. Його коса орієнтація дозволяє рівномірно розподіляти рухи між різними площинами.

Поперечний передплесновий суглоб є функціональним комплексом із двома осями руху: косою та поздовжньою. Підтаранний і поперечний передплесновий суглоби працюють разом, забезпечуючи зміну функціонального стану стопи. При пронації стопа стає більш гнучкою, а при супінації - більш жорсткою, що має важливе значення для фаз опори та відштовхування під час ходи.

Стопа перебуває у стані відносної пронації під час контакту п'яти з опорною поверхнею, що сприяє амортизації. У процесі відштовхування відбувається інверсія п'яти, а також підвищується стабільність поздовжнього склепіння стопи.

Міжфалангові суглоби функціонують як прості шарніри, тоді як плюснефалангові суглоби забезпечують згинально-розгинальні рухи пальців.

Три основні площини (сагітальна, фронтальна та поперечна) використовуються для вивчення рухів нижньої кінцівки. Для стопи застосовуються специфічні терміни рухів: тильне та підшовне згинання - у сагітальній площині, інверсія та еверсія - у фронтальній, внутрішня та зовнішня ротація - у поперечній. Більшість рухів стопи є триплощинними через складну просторову орієнтацію її механічних осей.

На відміну від пронації, супінація стопи включає інверсію, приведення та підшовне згинання. Ці рухи є важливими для адаптації стопи до опорної поверхні та ефективного відштовхування під час ходи.

Таким чином, узгоджена взаємодія гомілковостопного, підтаранного та передплеснових суглобів забезпечує перехід стопи від гнучкої до жорсткої опорної структури. Порушення цього механізму призводить до змін біомеханіки ходи, що має принципове значення при ампутації гомілки та виборі типу протезної стопи [6; 11; 16; 26].

1.2. Біомеханіка нормальної ходи

Хо́да - це складний циклічний руховий процес, який забезпечує переміщення тіла в просторі з максимальною стабільністю та мінімальними витратами енергії.

Повний цикл ходи визначається як інтервал між двома послідовними контактами однієї й тієї ж стопи з опорною поверхнею. Крок — це відстань між першими контактами протилежних кінцівок.

Виділяють дві основні фази циклу ходи: фазу опори (приблизно 60% циклу), що характеризується контактом стопи з поверхнею; та фазу маху (приблизно 40%), під час якої кінцівка переноситься в повітрі. Період подвійної опори, що становить близько 11% циклу, виникає під час перерозподілу навантаження з однієї кінцівки на іншу. У середньому доросла

людина здійснює близько 60 циклів ходи за хвилину, а швидкість ходьби становить приблизно 3,6-4,5 км/год.

Для детального аналізу, цикл ходи поділяють на вісім послідовних етапів: початковий контакт, реакцію на навантаження (завантаження стопи), середину опорної фази, завершення опорної фази, передмах (підготовчий етап маху), початковий, середній і завершальний етапи маху.

Під час початкового контакту стопа торкається поверхні переважно п'ятою; кульшовий суглоб перебуває у стані згинання, колінний суглоб майже розігнутий, а гомілковостопний суглоб у нейтральному положенні. Основним завданням цього етапу є стабілізація кінцівки та підготовка до прийняття маси тіла.

У фазі реакції на навантаження відбувається контрольована пронація стопи та згинання коліна, що забезпечує амортизацію удару і поступове переміщення тіла вперед. У середині опорної фази гомілковостопний суглоб переходить у тильне згинання, тоді як кульшовий і колінний суглоби поступово розгинаються, забезпечуючи стабільність опори.

Завершення опорної фази характеризується відривом п'яти, перенесенням навантаження на передній відділ стопи та підготовкою до відштовхування. У передмаху пальці відриваються від поверхні, гомілковостопний суглоб перебуває у підшовному згинанні, а коліно - у згинанні.

Під час початкового етапу маху кінцівка прискорюється вперед завдяки згинанню в кульшовому та колінному суглобах. У середині маху, коли кінцівка просувається вперед, коліно починає розгинатися. Завершальний етап маху включає майже повне розгинання коліна та тильне згинання гомілковостопного суглоба для підготовки стопи до наступного контакту.

Узгоджена робота суглобів нижньої кінцівки - кульшового, колінного, гомілковостопного та суглобів стопи - формує біомеханічну основу ходи. Кульшовий суглоб визначає довжину кроку та напрямок руху, колінний

забезпечує амортизацію і стабільність, а гомілковостопний тильне та підошовне згинання, що дозволяє стопі адаптуватися до опорної поверхні та ефективно виконувати відштовхування.

Під час ходи таз, стегно та гомілка здійснюють внутрішні та зовнішні ротаційні рухи, які передаються на стопу через таранну кістку. Зовнішня ротація переважає в середині та наприкінці опорної фази, підвищуючи стабільність і формуючи жорстку опорну структуру стопи.

М'язи нижньої кінцівки виконують три основні функції: стабілізацію, прискорення та гальмування рухів. Тильні згиначі стопи контролюють опускання стопи під час початкового контакту та забезпечують її підйом у фазі маху. У середній і завершальній фазах опори підошовні згиначі разом із внутрішніми м'язами стопи забезпечують ефективне відштовхування та стабільність. Підошова фасція, яка функціонує за принципом «лебідкового механізму», підвищує жорсткість склепіння стопи під час навантаження, сприяючи ефективності ходи. Таким чином, нормальна хода є результатом складної взаємодії суглобових рухів, м'язової активності та пасивних стабілізуючих структур. Злагоджена робота цих компонентів забезпечує ефективність, плавність і стабільність пересування людини [6; 10; 15; 24].

1.3. Біомеханіка ходи з протезом

Після ампутації ходьба з протезом суттєво відрізняється від нормальної. Це пов'язано з перебудовою рухових стереотипів, збільшенням енергетичних витрат і залученням додаткових м'язових груп. Пацієнт змушений використовувати компенсаторні механізми для підтримання стабільності та забезпечення поступального руху, оскільки втрата частини кінцівки порушує узгоджену роботу суглобів і м'язів. Як наслідок, навіть за звичайної швидкості ходьби загальні витрати енергії зростають.

Під час ходьби з протезом метаболічні потреби є вищими, ніж у здорових осіб, і зростають залежно від рівня та причини ампутації. Так, при

травматичній транстібіальній ампутації енерговитрати збільшуються приблизно на 25%, при васкулярній транстібіальній на 40%, при травматичній трансфеморальній на 68%, а при васкулярній трансфеморальній можуть зростати до 100%. Це зумовлено втратою активної участі одного або кількох суглобів у русі, внаслідок чого проксимальні м'язи та інтактна кінцівка беруть на себе компенсаторне навантаження.

Біомеханіка транстібіальної ходи.

Патерн ходи при транстібіальній ампутації значною мірою залежить від конструкції та функціональних характеристик протеза. Порівняно з анатомічним гомілковостопним суглобом, відповідний компонент протеза має обмежений діапазон рухів. Це зумовлює більш виражений початковий контакт п'ятою та подовжене перенесення маси тіла через п'яткову ділянку. Перенесення навантаження на передній відділ стопи відбувається із затримкою, а згинання коліна під час початкового контакту і протягом циклу ходи зменшується.

У фазі опори на протезовану кінцівку маса тіла переміщується вперед у той час, як здорова кінцівка перебуває у фазі маху. Для забезпечення достатньої довжини кроку на стороні протеза спостерігається більш ранній підйом п'яти. Це призводить до збільшення сили реакції опори на інтактній кінцівці, яка може досягати приблизно 130% маси тіла. Для амортизації навантаження чотириголовий м'яз стегна працює більш інтенсивно.

На стороні протеза згиначі кульшового суглоба частково компенсують відсутність поштовху, який у нормі забезпечується підошовними згиначами. У порівнянні з нормальною кінцівкою, енергія, що генерується протезованою кінцівкою у фазі опори, зменшується приблизно на 50%. Цей дефіцит компенсується за рахунок підвищеної активності м'язів стегна та тулуба, що, у свою чергу, призводить до збільшення загальних енерговитрат і певної нестабільності ходи.

Через обмеження рухів у гомілковостопному компоненті протеза зменшується обсяг розгинання у кульшовому суглобі, а тривалість опори на інтактну кінцівку збільшується.

Біомеханіка трансфеморальної ходи.

При трансфеморальній ампутації функція колінного та гомілковостопного суглобів втрачається, що значно ускладнює біомеханіку ходи. Характер рухів залежить від якості хірургічного втручання, типу протеза, стану кукси, довжини та функціональної спроможності збережених м'язів.

Основним завданням під час ходи є запобігання згинанню колінного механізму протеза у фазі опори. Це досягається або використанням протеза з фіксованим коліном, або контрольованим утриманням «вільного коліна» у положенні розгинання.

При використанні протеза з вільним коліном початковий контакт є більш тривалим, а тіло просувається вперед над протезованою кінцівкою як єдиний блок. Це пов'язано з тим, що колінний компонент залишається розігнутим приблизно протягом 30-40% фази опори. Важливу роль у стабілізації кінцівки відіграє розгинання в кульшовому суглобі на стороні протеза.

Незважаючи на меншу масу протезованої кінцівки, у фазі маху згиначі кульшового суглоба повинні забезпечити достатню швидкість її виносу вперед, щоб досягти розгинання колінного механізму перед початковим контактом. При цьому після трансфеморальної ампутації зменшується ефективність м'язових важелів стегна, що погіршує контроль рухів.

У разі використання протеза з фіксованим коліном кліренс стопи у фазі маху зменшується через відсутність згинання в колінному суглобі та обмеження тильного згинання. Для запобігання зачіпанню стопи пацієнти використовують компенсаторні рухи, зокрема піднімання таза на стороні протеза (хіп-хайкінг).

Оскільки втрачається активна функція двох суглобів, енергетичні витрати значно зростають. Збільшується тривалість опори на інтактну кінцівку, а швидкість ходи зменшується приблизно на 30%, що призводить до вираженої асиметрії рухів і підвищеного навантаження на здорову кінцівку.

Дослідження показують, що під час трансфеморальної ходи активно використовуються компенсаторні стратегії: м'язи інтактної кінцівки відіграють ключову роль у підтриманні медіолатеральної рівноваги, а протез забезпечує переважно опору та часткове просування тіла вперед у фазі опори. Зменшення обсягу рухів у кульшовому суглобі часто супроводжується збільшенням нахилу таза в бік протеза.

Розбіжності в русі та їх клінічне значення

Під час оцінювання ходи осіб з ампутацією важливо добре розуміти як біомеханіку нормальної ходи, так і зміни, пов'язані з використанням протеза. М'язова слабкість, обмеження обсягу рухів, порушення рівноваги або страх падіння можуть призводити до формування компенсаторних відхилень.

Патологічні зміни патерну ходи необхідно своєчасно виявляти та коригувати в процесі реабілітації, оскільки це дозволяє зменшити перевантаження інтактних сегментів, підвищити ефективність ходи та покращити функціональні можливості пацієнта. [5; 8; 24; 28; 29].

1.4. Відхилення ходи у пацієнтів з ампутаціями нижніх кінцівок

Відхилення ходи мають важливе клінічне значення, оскільки збереження патологічного рухового патерну призводить до перевантаження інтактної кінцівки, тулуба та хребта, що підвищує ризик падінь і розвитку вторинних дегенеративних змін.

Розподіл відхилень ходи

Пацієнтів з ампутаціями нижніх кінцівок умовно поділяють на дві основні групи залежно від причин виникнення відхилень ходи:

1. Фактори, пов'язані зі станом пацієнта: м'язова слабкість, контрактури суглобів, біль у куксі або навколишніх тканинах, низька впевненість у протезі чи залишковій кінцівці, а також сформовані компенсаторні рухові стереотипи.

2. Фактори, пов'язані з протезуванням: порушення вирівнювання компонентів протеза, неправильно підібрана або недостатньо підігнана гільза (куксо-приймач), неефективна або несправна система підвіски.

Хода осіб з ампутацією нижніх кінцівок суттєво відрізняється від ходи людей відповідного віку без ампутації. Транстібіальні та трансфemorальні ампутації мають як спільні риси, так і відмінності; при цьому більш виражена асиметрія характерна для трансфemorального рівня. Рівень ампутації та тип протеза значною мірою визначають особливості ходи, а зміна конструкції протеза навіть у одного пацієнта може суттєво змінити її біомеханіку.

У пацієнтів часто спостерігаються зміни рухів тулуба та таза. Підвищений ризик падінь пов'язаний із надмірним згинанням тулуба та збільшеною швидкістю його руху. Тому оцінка ходи повинна включати аналіз положення тулуба, стабільності таза, сили м'язів кора та абдукторів стегна, а також перевірку положення протезного коліна і стопи.

Для пацієнтів із транстібіальною ампутацією характерні порушення функції колінного суглоба та стабільності протеза у фазі опори. Найчастішими проявами є нестабільність коліна, варусні або вальгусні відхилення, ранній підйом п'яти, недостатнє або надмірне згинання коліна під час початкового контакту, а також гіперекстензія. Крім того, може спостерігатися вертикальне зміщення кукси в гільзі. Такі порушення часто пов'язані зі слабкістю чотириголового м'яза стегна, контрактурами, болем або помилками вирівнювання протеза, зокрема недостатньою жорсткістю п'яткового елемента чи системи підвіски.

Втрата колінного та гомілковостопного суглобів при трансфеморальній ампутації призводить до більш виражених і складних відхилень ходи. Основною проблемою є нестабільність протезного коліна у фазі опори. Часто спостерігаються такі порушення: відтяжна хода, «ляпання» стопою, латеральний або передній нахил тулуба, збільшення поперекового лордозу, циркумдукція протезованої кінцівки та «підстрибування» на інтактній нозі. Ці відхилення можуть бути наслідком неправильного вирівнювання протеза, неадекватної роботи колінного механізму, контрактур кульшового суглоба, слабкості м'язів стегна і тулуба або страху перенесення ваги на протез.

Незалежно від рівня ампутації, у пацієнтів часто спостерігається асиметрія кроку, що проявляється різною довжиною кроків і тривалістю фаз опори, зазвичай зі скороченням опори на стороні протеза. Характерним також є порушення рухів верхніх кінцівок — нерівномірний мах руками, який зазвичай має вторинний характер і пов'язаний із порушенням балансу або страхом падіння.

Наявність згинальних контрактур у кульшовому чи колінному суглобах додатково ускладнює процес ходьби, обмежуючи розгинання та знижуючи стабільність. У таких випадках пацієнти змушені використовувати компенсаторні механізми, зокрема нахил тулуба вперед або застосування допоміжних засобів пересування. Нерівномірний розподіл навантаження між кінцівками може призводити до перевантаження інтактної кінцівки, розвитку дегенеративних змін у суглобах, болю в спині та зниження мінеральної щільності кісткової тканини.

Таким чином, особливості ходи після ампутації мають багатофакторний характер і залежать від рівня ампутації, стану м'язово-суглобового апарату та характеристик протеза. Це обґрунтовує необхідність індивідуалізованого підходу до реабілітації, який включає оптимальне налаштування протеза, корекцію контрактур, фізичні вправи та тренування рівноваги з метою

мінімізації асиметрії та покращення функціональних можливостей пацієнтів [1; 12; 19; 24; 25].

1.5. Причини ампутацій та їх вплив на функціональний стан. Оцінка пацієнта перед протезуванням

Ампутації нижніх кінцівок можуть виникати внаслідок різноманітних причин: травматичні ушкодження, судинні захворювання, вроджені вади розвитку, інфекційні процеси, а також ускладнення після пухлинних або гнійно-некротичних уражень. Незалежно від етіології, ампутація призводить до значних анатомо-функціональних змін, що суттєво впливають на рухову активність людини [8; 9].

Наслідки високоенергетичних травм, зокрема вогнепальних поранень нижніх кінцівок, які часто призводять до значних ушкоджень тканин, перебувають у центрі уваги наукових досліджень. Незважаючи на те, що збереження кінцівки є пріоритетом, велика кількість реконструктивних втручань може негативно впливати на психічний і фізичний стан пацієнтів. У зв'язку з цим проводяться дослідження ефективності ранньої та відстроченої ампутації.

Дані свідчать, що рання ампутація часто асоціюється з кращими результатами відновлення порівняно з тривалим лікуванням, спрямованим на збереження кінцівки. Фантомний больовий синдром значно частіше виникає при відстроченій ампутації. Крім того, у таких пацієнтів вищий ризик розвитку посттравматичного стресового розладу (ПТСР), що пов'язано з тривалими хірургічними втручаннями та лікуванням.

Отже, відстрочена ампутація асоціюється з гіршими фізичними та психологічними наслідками, що підкреслює важливість своєчасного прийняття клінічних рішень і індивідуального підходу до вибору тактики лікування [4].

1.6. Основи протезування нижньої кінцівки та особливості протезів стопи

Оцінка придатності пацієнта до протезування є ключовим етапом реабілітації після ампутації. Більшість осіб із транстібіальною ампутацією можуть користуватися протезом навіть у разі обмеженої функції: для пересування на короткі дистанції, підтримання рівноваги у положенні сидючи або з косметичною метою. Натомість трансфеморальне протезування є значно складнішим і потребує більш ретельного відбору пацієнтів, оскільки вимагає високого рівня фізичних можливостей, координації та мотивації.

Відмінності між транстібіальним і трансфеморальним протезуванням

Транстібіальні протези, як правило, є простішими у використанні, оскільки їх можна надягати в положенні сидючи. Вони сприяють переходу з положення сидючи у положення стоячи, допомагають підтримувати рівновагу та потребують менших енергетичних витрат під час ходьби. При цьому ризик падінь є відносно низьким, а комфорт у положенні сидючи зазвичай зберігається. У деяких випадках такі протези можуть використовуватися переважно з косметичною метою.

Натомість надягання трансфеморальних протезів зазвичай потребує положення стоячи, що вимагає доброї рівноваги та активного використання обох рук. Вони не сприяють самостійному підйому пацієнта, можуть ускладнювати пересування та супроводжуються значно більшими енергетичними витратами під час ходьби. Для цього рівня ампутації характерні підвищений ризик падінь і можливий дискомфорт під час тривалого сидіння, що зумовлено високою передньою стінкою гільзи [1; 23; 25].

Для визначення доцільності трансфеморального протезування використовують граничні критерії, запропоновані групою South Thames Regional BACPAR та вдосконалені у Roehampton. Основними параметрами, які враховуються під час прийняття рішення, є:

- Мотивація пацієнта - чи прагне людина з ампутацією ходити.
- Фізична можливість до ходи зокрема наявність контрактур (згинальна контрактура кульшового суглоба 15° і більше суттєво ускладнює протезування)
- Середовище пересування — де саме пацієнт планує ходити (вдома, на вулиці, по сходах, на нерівних поверхнях).
- Вплив на якість життя — чи покращить протезування функціональну незалежність та соціальну активність пацієнта.

Після комплексного обстеження мультидисциплінарна команда ухвалює рішення щодо доцільності протезування, зважуючи потенційні переваги та ризики. При цьому враховуються етіологія захворювання, рівень ампутації, довжина і стан кукси, умови навколишнього середовища, а також індивідуальні потреби й побажання пацієнта [12].

Протезування нижньої кінцівки є важливим засобом реабілітації для осіб, які втратили всю або частину ноги внаслідок травм, нещасних випадків, захворювань або вроджених вад. Основною метою протезування є покращення мобільності, функціональної незалежності, можливості повернення до професійної діяльності, дозвілля та підвищення якості життя.

Протези нижніх кінцівок мають різну конструкцію та функціональні можливості й підбираються залежно від рівня ампутації, ступеня рухової активності, анатомічних особливостей кукси та індивідуальних потреб пацієнта [13].

Основні частини протеза нижньої кінцівки

До трьох основних компонентів протеза нижньої кінцівки належать: протез стопи, який забезпечує опору, стабільність і відштовхування під час ходьби; колінний модуль (при ампутації вище коліна), що забезпечує безпечні

та фізіологічні рухи (рис.1.1); гільза з підкладкою та системою фіксації, яка забезпечує надійну та комфортну посадку.



Рис.1.1. Колінний модуль

За умови правильного поєднання цих компонентів пацієнт може вести активний і самостійний спосіб життя.

Розрізняють дві основні категорії протезів: механічні та мікропроцесорні.

Механічні протези використовують гідравлічні та механічні компоненти для забезпечення стабільності під час стояння та ходьби. Вони характеризуються довговічністю, надійністю та міцністю і підходять для осіб із низьким або помірним рівнем фізичної активності.

Мікропроцесорні протези є найбільш технологічно розвиненими. Вони оснащені датчиками, гідравлічними системами та мікропроцесорами, що дозволяє імітувати природну ходу. Такі протези автоматично адаптуються до швидкості руху, типу поверхні та виду діяльності, забезпечуючи високу стабільність, рівновагу та знижений ризик падінь.

Особливості протезів стопи

Проектування протеза стопи є складним завданням, оскільки необхідно відтворити функції стопи та гомілковостопного суглоба. Основними вимогами є:

- мала маса, що не порушує функціональність протеза;
- висока міцність і зносостійкість;
- здатність витримувати навантаження;
- компактність, що дозволяє використовувати стандартне

ортопедичне взуття.

Сучасні протези стоп зазвичай виготовляються з вуглецевого волокна, що забезпечує накопичення та повернення енергії під час ходьби. Багато моделей мають багатоосьову рухливість, що покращує адаптацію до нерівних поверхонь і підвищує безпеку ходи.

При підборі протеза стопи враховують: рівень активності; рівень ампутації; функціональні можливості колінного суглоба; рівень рухової активності; масу тіла пацієнта; висоту складання протеза; розмір стопи; особисті потреби, спосіб життя та цілі користувача [27].

Протези стоп класифікуються відповідно до рівня активності пацієнта:

Рівень 1- пацієнт здатний пересуватися лише в приміщенні або на короткі відстані рівною поверхнею. Мета: відновлення стояння та обмеженої ходьби.

Рівень 2- пацієнт може долати незначні перешкоди (сходи, бордюри), однак має обмеження щодо дистанції. Мета: відновлення ходьби як у приміщенні, так і на вулиці.

Рівень 3- пацієнт здатний пересуватися із середньою або високою швидкістю, змінювати темп і долати більшість перешкод без значного перевантаження протеза. Мета: відновлення повноцінної ходьби в різних умовах.

Рівень 4- функціональні можливості наближені до рівня фізично активної людини без обмежень. Мета: повне відновлення мобільності без функціональних обмежень.

При підборі протеза обов'язково враховують:

- Маса тіла пацієнта - для забезпечення безпеки та довговічності конструкції.
- Висоту конструкції - залежить від довжини кукси (при ампутації нижче коліна) або параметрів колінного модуля (при ампутації вище коліна).
- Енергетичні характеристики - здатність протеза накопичувати та повертати енергію під час ходьби.
- Розмір стопи - протези виготовляються в різних розмірах, з обмеженим діапазоном для дорослих і дітей.

Індивідуальні фактори — спосіб життя, рівень активності та особисті цілі пацієнта.

Правильно підібраний протез має забезпечувати природність рухів, комфорт і відповідати функціональним потребам користувача. [21; 22].

1.7. Вплив характеристик протезної стопи на функціональні можливості та якість життя пацієнтів

Тяжкий інвалідизуючий стан, відомий як травма нижньої кінцівки, супроводжується значним зниженням мобільності, здатності до самообслуговування, соціальної активності та якості життя. Ампутація має виражені фізичні, психоемоційні та соціальні наслідки. У зв'язку з цим виникає потреба в комплексній реабілітації із застосуванням сучасних технологій, зокрема протезування.

Протези для осіб з ампутацією нижніх кінцівок сприяють покращенню мобільності та функціональних можливостей завдяки здатності накопичувати та повертати енергію під час ходьби. Водночас процес вибору та підгонки

протезів залишається складним, зокрема через наявність розбіжностей у науковій літературі. Методи аналізу ходи, що використовуються для оцінки енергетичних характеристик протезів, часто є недостатньо повними, що призводить до відмінностей у класифікації енергетичних властивостей різних виробів. Відсутність уніфікованої та точної термінології ускладнює взаєморозуміння між фахівцями та може негативно впливати на правильність підбору протеза.

У цьому контексті важливим є врахування сучасних підходів до оцінки енергетичних характеристик протезів, методів їх вимірювання, а також використання технічно точної номенклатури та функціональної класифікації, що сприятиме оптимізації процесів проектування, підбору та налаштування протезів [14].

Сучасні протези стопи характеризуються різноманітними конструкційними та біомеханічними параметрами, які визначають ефективність ходьби та адаптацію до різних умов пересування. До основних характеристик належать повернення енергії, жорсткість, амортизаційні властивості, артикуляція гомілковостопного суглоба, багатоосьова рухливість, маса та здатність адаптуватися до рельєфу поверхні.

Жорсткість і здатність до повернення енергії забезпечують відтворення природних функцій стопи, дозволяючи накопичувати та віддавати енергію під час ходьби, що зменшує енергетичні витрати та підвищує ефективність пересування. Матеріали конструкції протеза також впливають на стабільність під час ходьби, особливо на нерівних поверхнях.

Мікропроцесорні протези стопи (MPF) здатні адаптуватися до змін рельєфу та умов ходьби, що покращує якість пересування, зменшує больовий синдром і підвищує функціональну ефективність.

Амортизаційні властивості протеза забезпечують пом'якшення ударних навантажень, зменшуючи вплив на культю, поперековий відділ хребта та контралатеральну кінцівку, що сприяє профілактиці ускладнень.

Багатоосьова рухливість покращує адаптацію до нерівностей поверхні, сприяє збереженню рівноваги та знижує ризик падінь.

Маса та габарити протеза безпосередньо впливають на рівень втомлюваності та комфорт під час тривалого використання.

Артикуляція гомілковостопного суглоба сприяє плавності ходи та зменшує компенсаторні навантаження на колінний суглоб і хребет.

Сучасні дослідження свідчать про зростання частоти ампутацій нижніх кінцівок, зумовлених травмами, а також поширенням цукрового діабету та судинних захворювань, особливо в країнах із низьким і середнім рівнем доходу. Водночас доступ до якісного протезування залишається обмеженим, що суттєво ускладнює соціальну адаптацію та знижує функціональні можливості пацієнтів [30].

Вплив на функціональні можливості підтверджується клінічними дослідженнями. У дослідженні з участю 17 пацієнтів з односторонньою транстибіальною ампутацією оцінювався досвід користування трьома типами протезів стопи: нешарнірним (NAA), гідравлічним шарнірним (АНА) та з мікропроцесорним управлінням (МРС). Пацієнти оцінювали 14 характеристик протезів, включаючи ходьбу по рівній та нерівній поверхні, підйом і спуск сходів, швидкість ходьби, використання взуття, комфорт та загальну задоволеність. Результати показали статистично значущі відмінності ($p < 0,05$): МРС отримав найвищі оцінки за функціональністю та задоволеністю, АНА перевищував NAA, а вага та надійність були подібними для всіх типів. Це свідчить про те, що технологічно вдосконалені протези забезпечують кращу мобільність, комфорт та безпеку пацієнтів [17]. Інше дослідження з п'ятьма учасниками оцінювало вплив протезів з підвищеною віддачею енергії (Pro-Flex) порівняно з традиційним Vari-Flex на механіку ходи по рівній поверхні та схилах $+7,5^\circ$ і $-7,5^\circ$. Протез Pro-Flex забезпечив більший діапазон рухів, підвищену віддачу енергії та кращу адаптацію до нахилів, що потенційно зменшувало навантаження на здорову кінцівку та сприяло більш

фізіологічній ході. Виявлено зворотну кореляцію між збільшенням віддачі енергії ампутованої ноги та зменшенням роботи здорової кінцівки, що має значення для профілактики остеоартрозу коліна [7].

Результати проспективних клінічних досліджень свідчать, що застосування протезів суттєво покращує як об'єктивні показники рухової функції, так і суб'єктивно оцінювану якість життя. Зокрема, після протезування відзначається достовірне підвищення індексу якості життя за шкалою EuroQol-5D, зростання мобільності за опитувальником PLUS-M та збільшення дистанції, яку пацієнти здатні подолати під час тесту двохвилинної ходьби. Через 6–12 місяців після отримання протеза показники якості життя та мобільності зростають у середньому майже вдвічі порівняно з допротезним періодом. Це свідчить не лише про відновлення здатності до пересування, але й про суттєве покращення повсякденної активності, самообслуговування та участі у соціальному житті.

Важливою є також роль етіології ампутації. У пацієнтів з ампутаціями нетравматичного, зокрема судинного походження, функціональні результати зазвичай гірші, що пов'язано з більшим віком, наявністю супутніх захворювань та нижчим реабілітаційним потенціалом. Водночас навіть у цієї категорії хворих використання протеза забезпечує клінічно значуще покращення показників якості життя та рухової активності [30].

Використання якісно підібраного протеза прямо корелює з вищими показниками якості життя. Пацієнти, які постійно користуються протезом, демонструють значно кращі результати за всіма доменами фізичного функціонування та самооцінки здоров'я порівняно з тими, хто з різних причин відмовляється від його використання.

Таким чином, протезування із застосуванням сучасних конструкцій стоп є ключовим чинником відновлення функціональної незалежності, покращення біомеханіки ходи та підвищення якості життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок. Вибір типу протезної стопи має здійснюватися індивідуалізовано, з

урахуванням рівня активності пацієнта, супутньої патології, функціональних потреб та реабілітаційних цілей, а також з використанням технічно точної номенклатури та функціональної класифікації для оптимального підбору та адаптації протеза.

1.8. Висновки до розділу 1

У першому розділі магістерської кваліфікаційної роботи здійснено аналіз анатомічних, функціональних і біомеханічних особливостей нижньої кінцівки та закономірностей формування ходи в нормі й при ампутації.

Встановлено, що нижня кінцівка є складною біомеханічною системою, узгоджена робота елементів якої забезпечує опору, стабільність і пересування.

Показано визначальну роль стопи у забезпеченні адаптації до опорної поверхні та енергоефективності ходи.

Доведено, що нормальна хода формується завдяки скоординованій взаємодії суглобів, м'язів і стабілізуючих структур у межах циклу ходи.

Порушення будь-якої ланки цієї системи призводить до виникнення компенсаторних механізмів і зниження ефективності руху.

Встановлено, що ампутація нижньої кінцівки викликає значні анатомо-функціональні зміни та порушує природний патерн ходи.

Ці зміни проявляються асиметрією рухів, підвищенням енерговитрат і перевантаженням здорової кінцівки.

Показано, що ступінь порушень залежить від рівня ампутації та функціонального стану пацієнта.

Визначено, що при транстібіальній ампутації основні порушення пов'язані з обмеженням функції гомілковостопного суглоба.

При трансфеморальній ампутації додатково втрачається функція колінного суглоба, що поглиблює порушення ходи.

Доведено клінічну значущість патологічної ходи через ризик розвитку перевантажувальних синдромів і дегенеративних змін.

Встановлено, що ефективність протезування визначається індивідуалізованим підбором конструкції протеза.

Показано, що сучасні протезні стопи сприяють покращенню біомеханіки ходи та зниженню компенсаторних навантажень.

Обґрунтовано, що врахування анатомо-біомеханічних особливостей є необхідним для підвищення функціональної незалежності пацієнтів.

Отримані дані формують теоретичну основу для вибору протезування та розробки ефективних реабілітаційних програм.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Характеристика обстежених пацієнтів та дизайн дослідження

Дослідження мало клініко-експериментальний, порівняльний характер та було спрямоване на оцінку впливу різних типів протезних стоп на біомеханіку ходи, енергетичні витрати та функціональні можливості пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки.

Дослідження проводилось за принципом одноцентрового проспективного спостереження і проводилось на базі протезно-ортопедичного підприємства ТОВ «Сигма-Орто». У ньому взяли участь 10 пацієнтів, які перебували на етапі протезування та проходили курс реабілітації.

У межах дослідження здійснювалось порівняння біомеханічних показників ходи при використанні різних типів протезних стоп (пасивних та енергонакопичувальних). Оцінка проводилась у стандартизованих умовах під час самостійної ходи пацієнтів по рівній поверхні у звичному темпі.

Протокол дослідження включав:

- клініко-анамнестичне обстеження;
- оцінку антропометричних показників;
- аналіз стану кукси;
- визначення функціонального рівня (К-рівень);
- дослідження просторово-часових параметрів ходи;
- оцінку симетрії ходи та стабільності;
- визначення енергетичних витрат (за показниками ЧСС та індексу енергетичної ефективності);
- проведення функціональних тестів (2-хвилинний тест ходи);
- анкетування за шкалою мобільності (PLUS-M).

Для підвищення достовірності результатів кожне вимірювання виконувалося кілька разів із подальшим розрахунком середніх значень показників.

Критерії включення у дослідження:

- наявність ампутації нижньої кінцівки (на рівні стопи, гомілки або стегна);
- перебування на етапі первинного або повторного протезування;
- використання протезної стопи одного з досліджуваних типів;
- стабільний соматичний стан, що дозволяє самостійну ходьбу;
- здатність самостійно пересуватися з протезом без сторонньої допомоги;
- відсутність гострих післяопераційних ускладнень;
- вік – більше 18 років;
- письмова інформована згода на участь у дослідженні.

Критерії виключення з дослідження:

- тяжкий загальний стан пацієнта, що обмежує можливість проведення дослідження;
- гострі післяопераційні ускладнення (незагоєна кукаса, інфекційні процеси);
- тяжкі супутні захворювання (серцево-судинні, неврологічні, респіраторні), що обмежують фізичну активність;
- когнітивні порушення, що унеможливають виконання інструкцій;
- вік молодше 18 років;
- відмова пацієнта від участі у дослідженні.

У дослідженні було обстежено 10 пацієнтів чоловічої статі з ампутаціями нижніх кінцівок, які проходили етап протезування. Мінімальний вік пацієнтів становив 35 років, максимальний - 71 рік. Середній зріст обстежених - 181 ± 5 см, середня маса тіла - $90,4 \pm 10,1$ кг.

Етіологія ампутації

Провідною причиною ампутації була травма, яка спостерігалася у 7 пацієнтів (70%). Інші причини включали: судинну патологію - 1 пацієнт (10%), ендокринну патологію (цукровий діабет) - 1 пацієнт (10%), інші причини - 1 пацієнт (10%).

Аналіз рівня ампутації показав, що ампутація стопи була наявна у 1 пацієнта (10%) ампутація на рівні гомілки - у 8 пацієнтів (80%), ампутація на рівні стегна - у 1 пацієнта (10%).

Серед пацієнтів з ампутацією гомілки середня довжина кукси переважно відповідала середньому анатомічному рівню (від 1/3 до 2/3 сегмента) - у 6 випадках (75%) (рис.2.2.), надкоротка кукса спостерігалась у 1 пацієнта (12,5%), конічна форма - у 3 пацієнтів (37,5%).



Рис.2.1. Вимірювання довжини кукси

Циліндрична форма кукси була зафіксована у 6 пацієнтів (60%), конічна - у 4 пацієнтів (40%).

Наявність кісткових виступів відзначалася у 5 пацієнтів (50%), надлишкові м'які тканини - у 3 пацієнтів (30%).

Післяопераційний рубець у 8 пацієнтів (80%) був загоєний та рухомий, у 1 пацієнта (10%) - загоєний із підвищеною чутливістю, у 1 пацієнта (10%) - незагоєний.

Фантомний больовий синдром спостерігався у 100% обстежених, при цьому у 3 пацієнтів (30%) біль посилювався після фізичного навантаження.

Супутні захворювання були виявлені у 5 пацієнтів (50%), переважно у віковій групі старше 60 років. Найчастіше реєструвалися: серцева недостатність - 4 пацієнти (40%), цукровий діабет - 2 пацієнти (20%), атеросклеротичне ураження судин - 1 пацієнт (10%), поєднана серцева та легенева недостатність - 1 пацієнт (10%).

У дослідженні використовувалися різні типи протезних стоп, що дозволило провести порівняльний аналіз їх впливу на біомеханіку ходи: 1D35 - у 5 пацієнтів (40%); Biostep PRO / Biostep XT (ALPS) - у 2 пацієнтів (20%); Levitate Forever 6 - у 1 пацієнта (10%); 1T90 - у 1 пацієнта (10%).

Оцінка функціональних можливостей показала, що функціональний ступінь III був визначений у 4 пацієнтів (40%), середня сума балів - $31,0 \pm 3,0$;

функціональний ступінь IV - у 6 пацієнтів (60%), середня сума балів - $44,0 \pm 1,0$.

Рівень соціальної активності корелював із функціональним ступенем: пацієнти IV функціонального ступеня у 83% випадків мали збережену активну мобільність поза домом та керували автотранспортом, тоді як пацієнти III ступеня переважно мали обмежену фізичну активність.

2.2. Типи протезних стоп, що досліджувались

У межах даного дослідження було проаналізовано вплив різних типів протезних стоп на біомеханіку ходи у пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки. Для цього використовувалися як пасивні, так і енергонакопичувальні протезні стопи різних конструктивно-технологічних класів, що відрізняються рівнем активності, матеріалами, масо-габаритними характеристиками та функціональними можливостями.

BioStep PRO (ALPS)

Протезна стопа BioStep PRO (рис.2.2) призначена для осіб із підвищеним рівнем фізичної активності, які ведуть активний спосіб життя, переважно в умовах відкритого середовища. Конструкція забезпечує надійний контакт з опорною поверхнею та високий рівень динамічної відповіді, що дозволяє застосовувати її як у повсякденній діяльності, так і під час аматорських занять спортом.



Рис.2.2. Протезна стопа BioStep PRO

До основних характеристик належать: мала маса, енергоефективність, фізіологічність ходи та плавне перекочування протягом усього циклу ходи. Висока динамічна віддача сприяє підвищенню рівня функціональної

активності користувача. Конструкція забезпечує більш симетричний патерн ходи та сприяє профілактиці вторинних ортопедичних ускладнень.

Додатковою перевагою є водостійкість (стійкість до прісної, солоної та хлорованої води).

Конструктивні особливості: багатошарова структура, динамічний пілон, розщеплений носковий сегмент, діапазон руху до 26° , осьова ротація до 12° , підвищені амортизаційні властивості. Доступна для рівнів активності K1-K4. Розмірний ряд: 22-30 см; висота конструкції - 150 мм; висота каблука - 10 мм; маса - близько 730 г (для розміру 26 з косметичною оболонкою). Максимальна маса користувача - до 183 кг залежно від рівня активності [2].

Протезна стопа 1D35 (Ottobock)

Протезна стопа 1D35 (рис.2.3.) є пасивною безшарнірною конструкцією, призначеною для користувачів із середнім рівнем мобільності (K2-K3). Може застосовуватися при ампутаціях на рівні гомілки, стегна, а також при екзартикуляції кульшового суглоба.

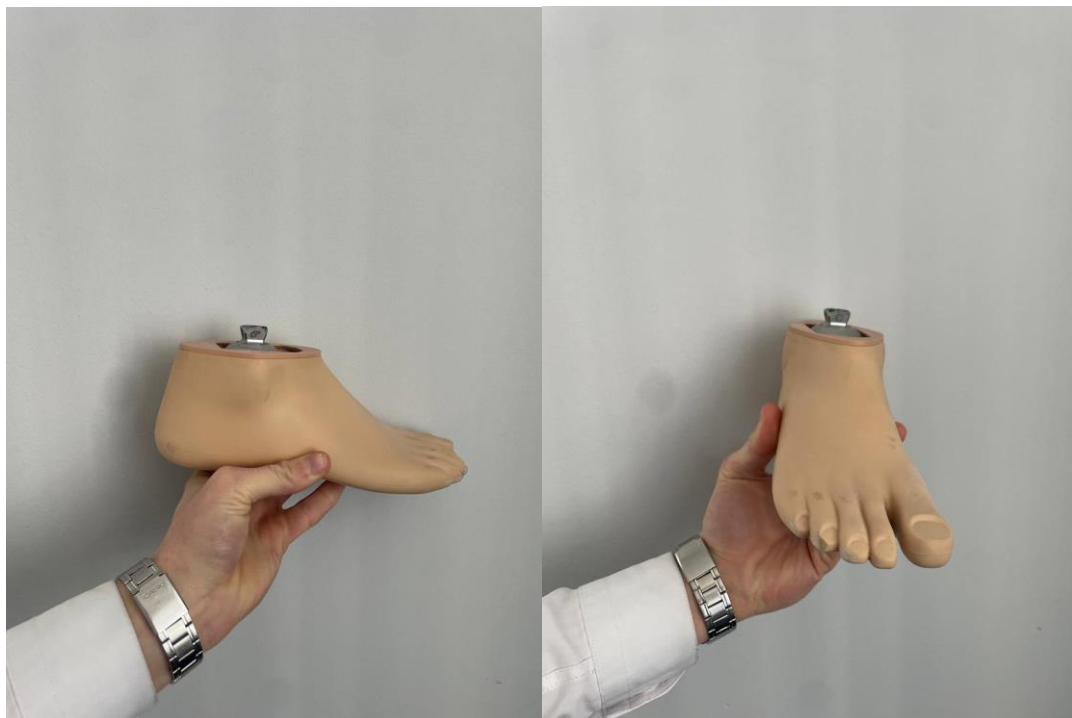


Рис.2.3. Протезна стопа 1D35

Виріб має анатомічну форму, виготовлений із полімерних матеріалів. Характеризується невеликою масою (близько 630 г), системною висотою 68

мм і висотою каблука 10 ± 5 мм. Максимальна маса користувача становить до 100 кг.

Завдяки простоті конструкції, надійності та невеликій масі рекомендований для осіб із низьким рівнем фізичної активності та супутньою соматичною патологією [20].

Levitate Forever 6

Протезна стопа Levitate Forever 6 (рис.2.4.) призначена для активних користувачів (рівні К3–К4) та характеризується високими показниками накопичення і повернення енергії. Конструкція поєднує ефективний механізм перекочування з мінімалістичним дизайном, що забезпечує природний і стабільний патерн ходи.



Рис.2.4. Протезна стопа Levitate Forever 6

Стопа адаптована до середніх і високих ударних навантажень, має діапазон маси користувача до 125 кг і розмірний ряд 23-29 см. Використання даної моделі сприяє покращенню симетрії кроку та зниженню енергетичних витрат під час ходьби [18].

Протезна стопа 1T90

Протезна стопа 1T90 є безшарнірною конструкцією, виготовленою з поліуретанової композиції. Складається з формуювальної оболонки, демпфувальних елементів та опорної частини. Конструкція є універсальною (може використовуватися як для правої, так і для лівої кінцівки).

Технічні характеристики: довжина стопи - 210-300 мм; висота каблука - 10 ± 5 мм; маса - 0,418-0,700 кг; максимальна маса користувача - до 100 кг.

Рекомендована для пацієнтів із низьким рівнем фізичної активності. Використовується у складі протезів із безшарнірним з'єднанням компонентів [31].

BioStep XT (ALPS)

BioStep XT (рис.2.5.) є високофункціональною протезною стопою, призначеною для користувачів із високим рівнем активності (K2–K4). Конструкція орієнтована на максимізацію накопичення та повернення енергії, що забезпечує ефективне та стабільне пересування.



Рис.2.5. Протез стопи BioStep XT (ALPS)

До конструктивних особливостей належать: багат шарова структура, динамічний пілон, розщеплений носковий сегмент, діапазон руху до 26° , осьова ротація до 16° , підвищена амортизація. Стопа є водостійкою та придатною для використання в різних умовах середовища.

Розмірний ряд становить 22-30 см; висота конструкції - 185 мм; висота каблука - 10 мм; маса - близько 840 г (для розміру 26 з косметичною

оболонкою). Максимальна маса користувача - до 152 кг залежно від рівня активності [3].

2.3. Методика дослідження біомеханіки ходи

Дослідження біомеханіки ходи проводили з метою оцінки впливу різних типів протезних стоп на просторово-часові параметри та симетрію рухів нижніх кінцівок у пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки. Аналіз виконували в стандартизованих умовах з використанням клінічних та інструментальних методів оцінки. Обстеження здійснювали під час самостійної ходи пацієнтів по рівній поверхні у звичному для них темпі, з використанням індивідуально підібраних протезів. Перед початком вимірювань пацієнтам надавали час для адаптації до протезної стопи, що досліджувалася.

Оцінка просторово-часових параметрів ходи (рис 2.6.). До основних просторово-часових показників ходи належали довжина кроку, частота кроків (каденція) та швидкість ходи. Довжину кроку визначали як відстань між послідовними контактами однієї і тієї ж стопи з опорною поверхнею. Частоту кроків визначали як кількість кроків за хвилину, а швидкість ходи як відношення пройденої відстані до часу руху. Зазначені показники дозволяють оцінити ефективність пересування, енергетичні витрати та адаптаційні можливості пацієнтів під час ходи з протезом.



Рис 2.6. Оцінка просторово-часових параметрів ходи

Аналіз фаз крокового циклу. Фази крокового циклу поділяли на фазу опори та фазу переносу. Особливу увагу приділяли тривалості фази опори протезованої та інтактної кінцівок, а також співвідношенню окремих підфаз (початковий контакт, повна опора, відштовхування). Зміни тривалості фаз опори розглядали як індикатор стабільності ходи, адекватності роботи протезної стопи та здатності до ефективного перенесення маси тіла.

Оцінка симетрії ходи. Симетрію ходи оцінювали шляхом порівняння просторово-часових параметрів протезованої та контралатеральної кінцівок. Аналізували симетрію довжини кроку, часу опори та частоти кроків. Зниження асиметрії розглядали як позитивний показник ефективності протезної стопи, що свідчить про більш фізіологічну модель ходи та зменшення компенсаторних механізмів.

Умови та повторюваність вимірювань. Для підвищення достовірності результатів кожне вимірювання виконували кілька разів, після чого визначали середні значення показників. Отримані дані використовували для подальшого порівняльного аналізу біомеханічних параметрів ходи залежно від типу застосованої протезної стопи.

Аналіз швидкості ходи

Швидкість ходи визначали як відношення пройденої відстані до часу руху:

$$v = \frac{S}{t}$$

v — швидкість ходи, м/с;

S - пройдена відстань, м;

t - час проходження дистанції, с.

Показник швидкості ходи використовували для оцінки загальної ефективності пересування та впливу типу протезної стопи на динаміку ходи.

Каденція

Каденцію визначали як кількість кроків за одиницю часу:

$$C = \frac{N}{t} \times 60$$

C - каденція, кроків/хв;

N - кількість виконаних кроків;

t - час руху, с.

Каденція відображає ритмічність та стабільність ходи і дозволяє оцінити компенсаторні зміни у пацієнтів з протезуванням.

Оцінка симетрії ходи

Для оцінки симетрії між протезованою та інтактною кінцівками використовували індекс симетрії:

$$SI = \left| \frac{X_p - X_i}{\frac{1}{2}(X_p + X_i)} \right| \times 100$$

SI - індекс симетрії, %;

X_p - значення показника для протезованої кінцівки;

X_i — значення показника для інтактної кінцівки.

Індекс симетрії застосовували для аналізу довжини кроку, тривалості фази опори та інших просторово-часових параметрів.

Значення індексу, наближені до 0 %, свідчать про симетричну ходу.

Індекс енергетичної ефективності ходи

Індекс енергетичної ефективності ходи (EEI) визначався за формулою:

$$EEI = \frac{ЧСС_1 - ЧСС_2}{v}$$

$ЧСС_1$ — середня частота серцевих скорочень під час ходьби,

$ЧСС_2$ — частота серцевих скорочень у стані спокою,

v - швидкість ходи, м/хв.

2.4. Методи статистичної обробки результатів дослідження

Статистичну обробку отриманих результатів здійснювали з використанням стандартних програмних пакетів Microsoft Excel (версія 7), Biostat та Statistica (StatSoft Inc., США).

Для кожного досліджуваного показника обчислювали середнє арифметичне значення (M) та стандартне відхилення (SD). Результати наведено у вигляді $M \pm SD$.

З метою визначення типу розподілу даних застосовували критерій Шапіро-Уїлка, а для оцінки однорідності дисперсій між групами - критерій Левена.

Порівняння показників у межах однієї групи до та після проведення реабілітаційних заходів здійснювали за допомогою парного t-критерію Стьюдента. Для аналізу відмінностей між незалежними вибірками (основною та контрольною групами) використовували непарний t-критерій Стьюдента.

Кореляційний аналіз проводили із застосуванням коефіцієнта кореляції Пірсона (r) з метою оцінки наявності, сили та напрямку зв'язку між досліджуваними показниками.

Статистично значущими вважали відмінності при рівні значущості $p < 0,05$. Результати аналізу представлено у вигляді середніх значень, таблиць і графічних матеріалів.

ТЕХНОЛОГІЧНА КАРТА ВИБОРУ ПРОТЕЗНОЇ СТОПИ ДЛЯ ПАЦІЄНТА З АМПУТАЦІЄЮ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ

Етап №	Назва етапу	Опис технологічного процесу (ключові моменти)	Результат/ Контроль якості
I	Клінічна та функціональна оцінка пацієнта	Проводиться комплексна оцінка стану пацієнта: визначається рівень ампутації, стан кукси, наявність контрактур, функціональні можливості колінного та кульшового суглобів, м'язова сила, координація, рівень больового синдрому, наявність супутніх захворювань. Визначається рівень мобільності (К-рівень).	Клінічний висновок про функціональний стан пацієнта та допустимий рівень навантаження на протез.
II	Оцінка рівня активності та способу життя	Аналізується рівень повсякденної рухової активності, професійна зайнятість, соціальна активність, потреба у ходьбі на довгі дистанції, пересуванні нерівними поверхнями, заняттях спортом. Враховуються індивідуальні цілі пацієнта	Визначений профіль активності користувача та функціональні вимоги до протезної стопи.

		(побутові, професійні, рекреаційні).	
III	Аналіз антропометричних та біомеханічних параметрів	Визначається маса тіла пацієнта, зріст, індекс маси тіла, довжина та форма кукси, розмір стопи, допустима висота складання протеза. Оцінюється вісь навантаження та стабільність у статиці і динаміці.	Параметри, що обмежують або визначають вибір конкретних моделей стоп (по вазі, розміру, висоті, класу навантаження).
IV	Вибір функціонального класу протезної стопи	На основі К-рівня та функціональних можливостей визначається клас стопи: пасивна, багатошарова, енергонакопичувальна, багатовісна, з динамічним реагуванням. Враховується рівень ампутації (стопа, гомілка, стегно) та функція колінного суглоба.	Обґрунтовано обраний функціональний тип стопи відповідно до потреб пацієнта.
V	Підбір конкретної моделі протезної стопи	Підбирається конкретна модель з урахуванням: допустимого навантаження за масою тіла, розміру стопи, висоти складання, рівня активності, потреб у амортизації, адаптації до нерівних поверхонь,	Обрана конкретна модель протезної стопи з технічним обґрунтуванням.

		водостійкості та інших індивідуальних вимог.	
VI	Попереднє біомеханічне моделювання та прогнозування ходи	Проводиться прогнозування біомеханіки ходи з обраною стопою, оцінюється очікувана симетрія, стабільність, енерговитрати та комфорт. За необхідності — корекція вибору.	Підтвердження доцільності вибору стопи з точки зору біомеханіки.
VII	Примірка та функціональна оцінка	Після встановлення стопи в протез проводиться клінічна оцінка ходи: аналіз статички, динаміки, стабільності, симетрії, суб'єктивних відчуттів пацієнта.	Підтвердження правильності вибору або рішення про необхідність корекції.
VIII	Фінальне затвердження протезної стопи	Проводиться остаточна оцінка відповідності стопи функціональним потребам пацієнта, рівню активності та клінічним вимогам.	Остаточно затверджена модель протезної стопи для постійного використання.

2.5. Висновки до розділу 2

У другому розділі магістерської кваліфікаційної роботи було сформовано та методично обґрунтовано дизайн клініко-біомеханічного дослідження, спрямованого на вивчення впливу різних типів протезних стоп на параметри ходи у пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки.

Наведено детальну клініко-функціональну характеристику контингенту обстежених, який включав 10 пацієнтів чоловічої статі різного віку та з різною етіологією і рівнем ампутації. Показано, що переважна більшість обстежених

мала ампутацію на рівні гомілки травматичного генезу, при цьому стан кукси, форма, наявність рубцевих змін, кісткових виступів, фантомного болю та супутньої патології суттєво варіювали, що відображає реальні клінічні умови протезування та підкреслює практичну значущість проведеного дослідження.

Встановлено, що пацієнти мали різний рівень функціональних можливостей (III та IV функціональні ступені), що дозволило оцінювати ефективність протезних стоп у осіб із різною руховою активністю та різними реабілітаційними потребами. Показано, що рівень соціальної активності тісно корелював із функціональним статусом, підтверджуючи клінічну доцільність використання більш функціональних та енергоефективних компонентів протеза у більш активних користувачів.

У межах дослідження було проаналізовано кілька типів протезних стоп, які відрізняються за конструкцією, принципом роботи та функціональним призначенням - від пасивних безшарнірних моделей до сучасних енергонакопичувальних високодинамічних систем. Наведена їх детальна технічна та функціональна характеристика дозволяє розглядати обраний набір протезних компонентів як репрезентативний для клінічної практики та адекватний для порівняльного біомеханічного аналізу.

Детально описано методику дослідження біомеханіки ходи, яка включала оцінку просторово-часових параметрів, фаз крокового циклу, показників симетрії та індексу енергетичної ефективності ходи. Обґрунтовано вибір використаних показників як чутливих і клінічно інформативних критеріїв оцінки якості та ефективності ходи у пацієнтів з протезами нижніх кінцівок.

Стандартизовані умови проведення вимірювань, багаторазове повторення тестів та використання середніх значень показників забезпечили достатній рівень достовірності та відтворюваності отриманих результатів і створили методичне підґрунтя для коректного порівняльного аналізу впливу різних типів протезних стоп на біомеханіку ходи.

Таким чином, у розділі 2 було сформовано повноцінну клініко-методичну основу дослідження, яка забезпечує можливість об'єктивної інтерпретації результатів, наведених у наступному розділі, та дозволяє зробити обґрунтовані висновки щодо доцільності застосування тих чи інших конструкцій протезних стоп у пацієнтів з різним рівнем ампутації та функціональної активності.

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

3.1. Біомеханічні показники ходи при використанні різних типів протезних стоп

У даному підрозділі представлено результати аналізу основних біомеханічних параметрів ходи пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки при використанні різних типів протезних стоп. Оцінювалися такі показники: швидкість ходи, довжина кроку, каденція, тривалість фаз опори та індекс симетрії ходи.

Аналіз швидкості ходи

Середні значення швидкості ходи достовірно відрізнялися залежно від типу протезної стопи (табл.1.1). Найвищі показники швидкості були зафіксовані у пацієнтів, які використовували Levitate Forever 6 та BioStep XT, що відповідає їх енергонакопичувальним властивостям та високому рівню динамічного відгуку. Найнижча швидкість ходи спостерігалась у групі пацієнтів з безшарнірною стопою 1T90.

Таблиця 3.1.

Швидкість ходи

Модель протезу	Швидкість ходи, м/с
BioStep PRO	1, 12 ± 0, 09 м/с
BioStep XT	1, 21 ± 0, 08 м/с;
Levitate Forever 6	1, 24 ± 0, 07м/с
Ottobock 1D35	1, 05 ± 0,10 м/с
1T90	0,96 ± 0,11 м/с

Порівняльний аналіз швидкості ходи між групами протезних стоп показав наявність статистично значущих відмінностей ($p < 0,01$).

Пост-хок аналіз (тест Тьюкі) встановив:

достовірно вищу швидкість у групах Levitate Forever 6 та BioStep XT порівняно з:

- Ottobock 1D35 ($p < 0,05$)
- 1T90 ($p < 0,01$)

Різниця між Levitate Forever 6 та BioStep XT не була статистично значущою ($p > 0,05$)

Це демонструє чітку тенденцію до зростання швидкості ходи зі збільшенням функціонального рівня протезної стопи.

Довжина кроку та каденція

Аналіз довжини кроку показав, що використання багатошарових стоп з динамічним реагуванням сприяє формуванню більш фізіологічного кроку (рис3.1.), (табл.3.2.). Найбільша середня довжина кроку протезованої кінцівки відзначалась у групах Levitate Forever 6 та BioStep XT.

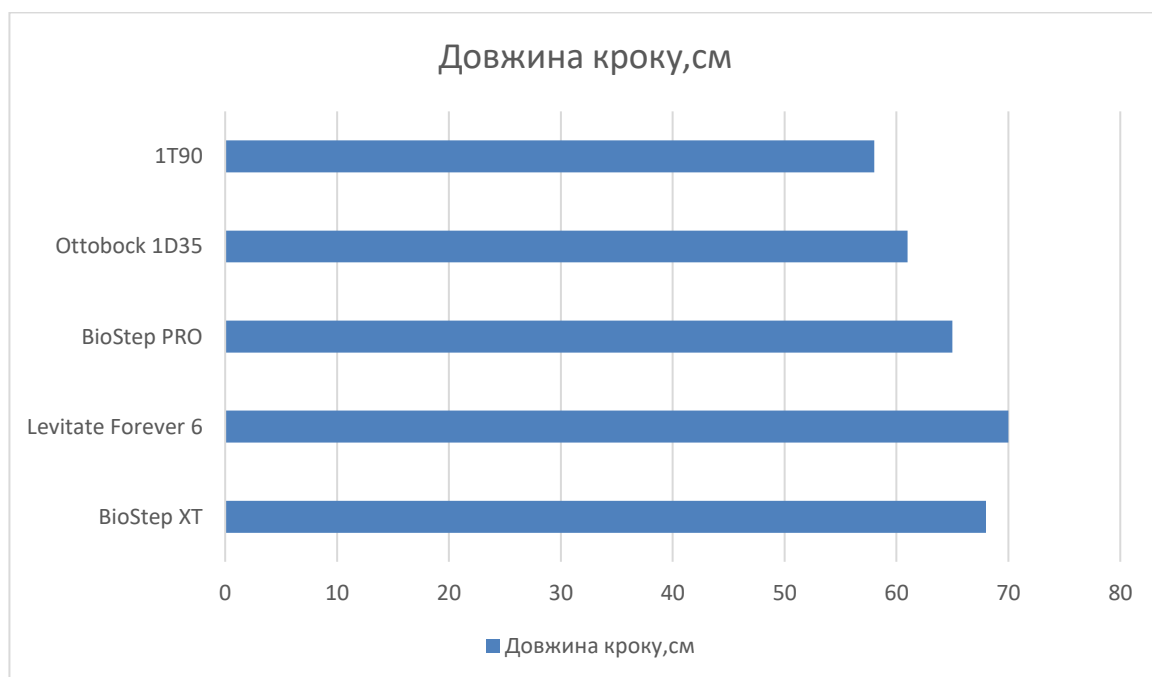


Рис.3.1. Довжина кроку (протезована кінцівка)

Таблиця 3.2.

Довжина кроку (протезована кінцівка)

Модель протезу	Довжина кроку, м
BioStep XT	$0,68 \pm 0,05$ м
Levitate Forever 6	$0,70 \pm 0,04$ м
BioStep PRO	$0,65 \pm 0,05$ м
Ottobock 1D35	$0,61 \pm 0,06$ м
1T90	$0,58 \pm 0,06$ м

Виявлено статистично значущі відмінності між групами ($p < 0,01$).

Пост-хок аналіз:

- Levitate Forever 6 > 1T90 ($p < 0,01$)
- BioStep XT > Ottobock 1D35 ($p < 0,05$)

Отже, найбільш фізіологічний крок формується при використанні енергонакопичувальних стоп.

Каденція (рис 3.2): BioStep PRO- 102 ± 7 кроків/хв ; BioStep XT - 106 ± 6 кроків/хв ; Levitate Forever 6 - 108 ± 6 кроків/хв ; Ottobock 1D35- 100 ± 8 кроків/хв ; 1T90- 96 ± 9 кроків/хв



Рис.3.2. Каденція

Міжгрупові відмінності статистично значущі ($p < 0,05$):

- найвищі значення у Levitate Forever 6 та BioStep XT
- найнижчі — у 1T90

Підвищення каденції у користувачів активних протезних стоп свідчить про кращу адаптацію до динамічної ходи та зниження енергетичних витрат під час пересування.

Фази опори та симетрія ходи

Тривалість фази опори на протезовану кінцівку була зменшеною у пацієнтів, які використовували безшарнірні конструкції, що свідчить про обережну тактику ходи та підвищене навантаження на інтактну кінцівку. Натомість застосування стоп з динамічною гомілкою та амортизацією забезпечувало більш рівномірний розподіл фаз циклу ходи.

Аналіз симетрії та стабільності є важливим показником ефективності протезування, оскільки дозволяє оцінити, наскільки пацієнт рівномірно розподіляє навантаження між протезованою та інтактною кінцівками, а також визначити ризики розвитку вторинних ускладнень (порушень постави, болю у спині або кульшових суглобах).

Для оцінки симетрії враховувалися довжина кроку, тривалість фази опори та тривалість фази перенесення.

Індекс симетрії ходи мав найбільш сприятливі значення у групах Levitate Forever 6 та BioStep XT (рис.3.3), де показник перевищував 90 %, що наближено до фізіологічної симетрії.

Індекс симетрії довжини кроку між інтактною та протезованою кінцівками мав такі середні значення: Levitate Forever 6 - $92,4 \pm 3,1$; BioStep XT - $90,8 \pm 3,6\%$; BioStep PRO - $88,9 \pm 4,2\%$; Ottobock 1D35 - $85,6 \pm 4,8\%$; 1T90 - $81,3 \pm 5,5\%$.

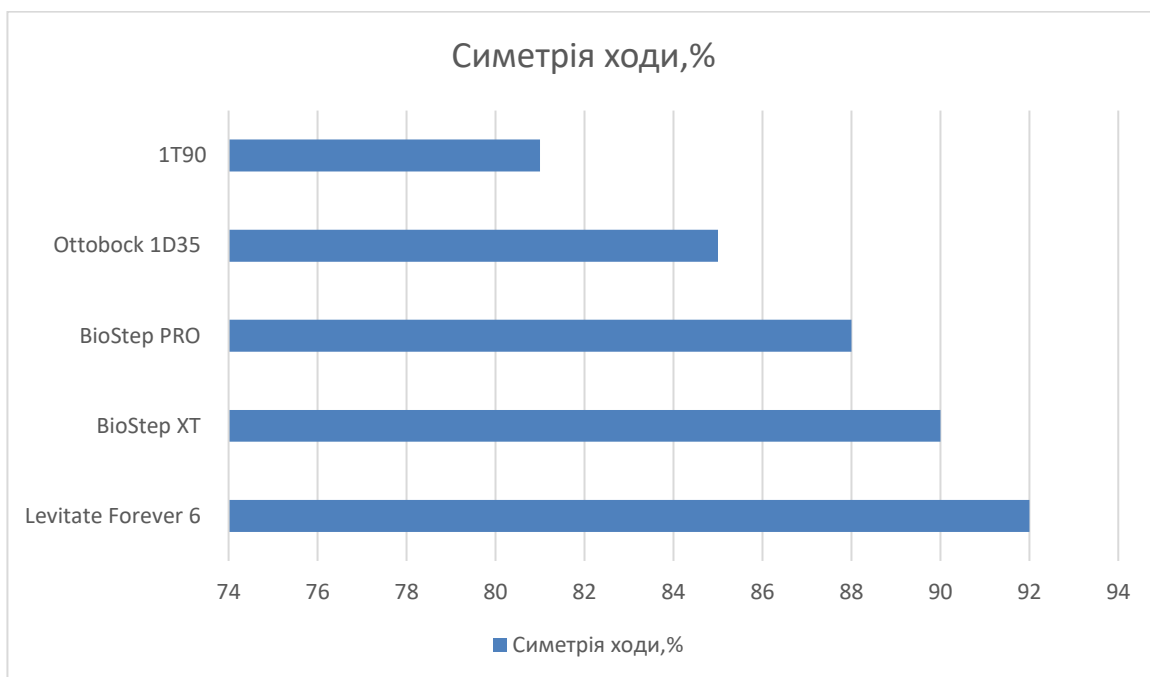


Рис.3.3. Індекс симетрії ходи

Аналіз показав статистично значущі відмінності ($p < 0,01$).

Пост-хок аналіз

Levitate Forever 6 та BioStep XT мають достовірно вищу симетрію порівняно з:

- Ottobock 1D35 ($p < 0,05$)
- 1T90 ($p < 0,01$)

Значення $SI > 90\%$ вважаються близькими до фізіологічної симетрії. Таким чином, сучасні енергонакопичувальні стопи (Levitate Forever 6 та BioStep XT) забезпечують найкращу симетрію ходи, що підтверджує їх ефективність для пацієнтів з високою активністю.

При міжгруповому порівнянні встановлено статистично значущу різницю між групами активних протезних стоп (BioStep XT, Levitate Forever 6) та групою безшарнірної стопи 1T90 за показниками швидкості ходи та індексу симетрії ($p < 0,05$).

Кореляційний аналіз виявив помірний прямий зв'язок між швидкістю ходи та довжиною кроку ($r = 0,62$), а також між рівнем мобільності пацієнта (К-рівень) та індексом симетрії ($r = 0,58$).

Таким чином, результати дослідження свідчать, що використання сучасних багатошарових протезних стоп з динамічним реагуванням та амортизацією забезпечує: підвищення швидкості ходи, збільшення довжини кроку, покращення симетрії ходи, більш фізіологічний розподіл фаз циклу ходи.

Отримані дані підтверджують доцільність індивідуалізованого підбору типу протезної стопи з урахуванням рівня активності пацієнта та вимог до біомеханіки ходи.

Стабільність ходи

Стабільність ходи (табл.3.3.) оцінювалась шляхом аналізу:

Тривалості фази опори протезованої кінцівки (Pstance),

Коливань центра мас (CoM) у фронтальній та сагітальній площинах,

Відхилень від середньої траєкторії руху стопи.

Таблиця 3.3.

Показники стабільності ходи

Тип протезної стопи	Тривалість фази опори, % (M $\pm$ SD)	Коливання CoM, см (M $\pm$ SD)
BioStep PR	62 $\pm$ 3	1,8 $\pm$ 0,4
BioStep XT	64 $\pm$ 2	1,5 $\pm$ 0,3
Levitate Forever 6	65 $\pm$ 2	1,4 $\pm$ 0,3
Ottobock 1D35	60 $\pm$ 4	2,0 $\pm$ 0,5
1T90	58 $\pm$ 5	2,3 $\pm$ 0,6

Аналіз показників стабільності ходи продемонстрував залежність між типом протезної стопи та якістю опори на протезовану кінцівку. Найбільша тривалість фази опори спостерігалась при використанні стопи Levitate Forever 6 (65 $\pm$ 2 %) та BioStep XT (64 $\pm$ 2 %), що свідчить про кращу толерантність до

навантаження та більшу впевненість пацієнтів при перенесенні маси тіла на протез. Найменші значення даного показника були зафіксовані при використанні стопи 1T90 ($58 \pm 5 \%$) та Ottobock 1D35 ($60 \pm 4 \%$).

Аналіз коливань центру мас тіла показав, що найменша амплітуда зміщень спостерігалась при використанні стоп Levitate Forever 6 ($1,4 \pm 0,3$ см) та BioStep XT ($1,5 \pm 0,3$ см), що вказує на кращу постуральну стабільність. Найбільші коливання CoM були відмічені у пацієнтів зі стопами 1T90 ($2,3 \pm 0,6$ см) та Ottobock 1D35 ($2,0 \pm 0,5$ см).

Тривалість фази опори

Статистично значущі відмінності між групами ($p < 0,05$)

- Levitate Forever 6 та BioStep XT $> 1T90$ ($p < 0,01$)

Коливання центру мас (CoM)

значущі відмінності ($p < 0,01$)

найменші коливання:

- Levitate Forever 6
- BioStep XT

найбільші:

- 1T90

Це підтверджує кращу постуральну стабільність сучасних стоп

Вплив рівня активності пацієнта

При порівнянні показників стабільності ходи між пацієнтами різних рівнів активності (K1-K4) було виявлено, що:

Пацієнти з високим рівнем активності (K3-K4) демонструють кращу симетрію та стабільність ходи при використанні динамічних стоп (Levitate Forever 6, BioStep XT).

Пацієнти з низьким рівнем активності (K1-K2) отримували меншу перевагу від енергонакопичувальних стоп, хоча загальна стабільність ходи була кращою, ніж при використанні безшарнірних конструкцій.

Висновок: Вибір типу протезної стопи повинен враховувати як функціональний рівень пацієнта, так і його соціальну активність, оскільки сучасні енергонакопичувальні та багатошарові стопи забезпечують кращу симетрію та стабільність ходи, особливо у більш активних користувачів.

3.2. Енергетичні витрати при ході

Енергетичні витрати при ході є ключовим показником ефективності протезування, оскільки високі витрати енергії можуть обмежувати тривалість ходи, знижувати рівень активності пацієнта та впливати на загальну якість життя. В дослідженні оцінювались витрати енергії за допомогою індексу енергетичної ефективності ходи (EEI, Energy Expenditure Index) та частоти серцевих скорочень (ЧСС) під час стандартного тесту на ходьбу (10 м або 6 хвилин).

Оцінку енергетичних витрат (табл.3.4.) здійснювали за допомогою індексу енергетичної ефективності ходи (EEI), який визначали як різницю між середньою частотою серцевих скорочень під час ходьби та ЧСС у стані спокою, віднесену до швидкості ходьби. Перед тестуванням пацієнти перебували у стані спокою протягом 5–10 хвилин, після чого реєстрували ЧСС у спокої. Далі проводили тест ходьби по рівній поверхні у комфортному темпі з безперервною реєстрацією ЧСС та фіксацією часу і дистанції для розрахунку швидкості руху.

Таблиця 3.4.

Енергетичні витрати при ході залежно від типу протезної стопи

Тип протезної стопи	EEI, уд/м ($M \pm SD$)
BioStep PRO	$0,42 \pm 0,05$
BioStep XT	$0,40 \pm 0,04$
Levitate Forever 6	$0,38 \pm 0,03$
Ottobock 1D35	$0,46 \pm 0,06$
1T90	$0,48 \pm 0,07$

Аналіз енергетичних витрат при ходьбі показав чітку залежність між типом протезної стопи та показниками енергоефективності. Найменші значення індексу енергетичної ефективності ходи (EEI) спостерігались при використанні стопи Levitate Forever 6 ($0,38 \pm 0,03$ уд/м), BioStep XT ($0,40 \pm 0,04$ уд/м) та BioStep PRO ($0,42 \pm 0,05$ уд/м), що свідчить про менші енергетичні витрати при пересуванні.

Найбільші значення EEI були зафіксовані у пацієнтів зі стопами 1T90 ($0,48 \pm 0,07$ уд/м) та Ottobock 1D35 ($0,46 \pm 0,06$ уд/м), що вказує на зниження енергетичної ефективності ходи.

Пацієнти з високим рівнем активності (K3-K4) краще використовують енергетичний потенціал динамічних стоп, зменшуючи EEI на 5–10 % порівняно з менш активними пацієнтами (K1-K2).

Виявлено статистично значущу різницю між групами ($p < 0,01$):

Пост-хок аналіз:

- Levitate Forever 6 < 1T90 ($p < 0,01$)
- BioStep XT < Ottobock 1D35 ($p < 0,05$)

Чим вищий клас стопи - тим нижчі енергетичні витрати.

Це свідчить про те, що сучасні енергонакопичувальні стопи дозволяють не лише підвищити стабільність ходи, а й оптимізувати енергетичні витрати у пацієнтів, що ведуть активний спосіб життя.

3.3 Оцінка функціональних можливостей та якості життя

Для комплексної оцінки впливу характеристик протезної стопи на функціональні можливості та якість життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок були використані стандартизовані клінічні та опитувальникові методи.

Тест 2-хвилинної ходи

Метою є оцінити переносимість фізичного навантаження, витривалість та функціональні можливості пацієнтів із протезами нижніх кінцівок.

Для цього необхідно мати: пряму ділянку (20-30 м) з рівною поверхнею, хронометр, секундомір, протези та відповідне взуття пацієнта.

Пацієнту необхідно пояснити мету тесту та продемонструвати правильну техніку ходьби. Пацієнт має пройти максимально можливу дистанцію протягом 2 хвилин, рухаючись у звичному темпі, зупинки дозволені за потреби, час зупинки фіксується. Виконується один тест з адаптацією до протезу перед основним вимірюванням для мінімізації впливу втоми та навчання.

Під час тесту фіксуються: пройдена відстань (м) (табл.3.5.), каденція (кількість кроків/хв), швидкість ходи (м/с, розраховується як дистанція / 120 секунд)

Після завершення тесту оцінюється відчуття втоми (за шкалою Borg) та можливі прояви болю чи дискомфорту.

Більша пройдена дистанція та швидкість ходи свідчать про кращу переносимість фізичного навантаження та функціональний рівень.

Таблиця 3.5.

Пройдена дистанція

Пацієнт	Тип стопи	Відстань,м
1	Ottobock 1D35	120
2	Ottobock 1D35	125
3	Ottobock 1D35	118
4	Ottobock 1D35	122
5	BioStep PRO	160
6	BioStep XT	162
7	Ottobock 1D35	110
8	Levitate Forever 6	168

9	1T90	105
10	BioStep XT	158

Порівняння дистанції:

групи Levitate Forever 6 та BioStep XT показали достовірно кращі результати ($p < 0,05$) порівняно з:

- Ottobock 1D35
- 1T90

Отже, найбільшу дистанцію проходили пацієнти з динамічними та енергонакопичувальними стопами (Levitate Forever 6, BioStep XT), що відображає їх кращу адаптацію та ефективність ходи.

Опитувальники (PLUS-M)

Метою є вимірювання мобільності пацієнтів з протезами нижніх кінцівок у реальному житті та порівняння ефективності різних протезних рішень. Опитувальник включає в себе 12 питань, оцінюючи здатність пересуватися у різних умовах (ходьба по рівній поверхні, сходи, нерівні поверхні, пересування на далекі відстані, використання транспортних засобів). Кожне питання оцінюється за 5-бальною шкалою: 1 - «дуже складно», 2 - «складно», 3 - «помірно», 4 - «легко», 5 - «дуже легко» (табл.3.6).

Всі питання стосуються реальної мобільності за останній тиждень.

Вищий бал PLUS-M - краща мобільність пацієнта.

Використовується для порівняння результатів до та після протезування або між різними типами протезів.

Таблиця 3.6.

Результати опитувальника PLUS-M

Пацієнт	Тип стопи	PLUS-M
1	Ottobock 1D35	55
2	Ottobock 1D35	57
3	Ottobock 1D35	54

4	Ottobock 1D35	56
5	BioStep PRO	72
6	BioStep XT	74
7	Ottobock 1D35	53
8	Levitate Forever 6	76
9	1T90	48
10	BioStep XT	73

Міжгрупові відмінності статистично значущі ($p < 0,01$)

найвищі значення:

- Levitate Forever 6
- BioStep XT

найнижчі:

- 1T90

Отже, результати дослідження показали, що пацієнти з енергонакопичувальними стопами мають вищі показники мобільності та якості життя.

Кореляційний аналіз

Виявлено наступні зв'язки:

швидкість ходи і довжина кроку

- $r = 0,62$ ($p < 0,01$) — помірний прямий зв'язок

К-рівень й індекс симетрії

- $r = 0,58$ ($p < 0,05$) — помірний зв'язок

EEI і швидкість ходи

- $r = -0,64$ ($p < 0,01$) — обернений зв'язок

Отже, чим швидша і симетричніша хода, тим менші енергетичні витрати.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

На основі отриманих результатів дослідження сформульовано наступні практичні рекомендації щодо підбору та використання протезних стоп у пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок:

Індивідуалізований підбір протезної стопи

Підбір типу протезної стопи повинен здійснюватися з урахуванням рівня ампутації, функціональних можливостей пацієнта (К-рівень), маси тіла, стану кукси та наявності супутньої патології. Універсальних рішень не існує, тому протезування має бути максимально персоналізованим.

Використання енергонакопичувальних стоп у активних пацієнтів

Пацієнтам з високим рівнем фізичної активності (К3-К4) доцільно рекомендувати сучасні енергонакопичувальні та багатошарові протезні стопи, оскільки вони забезпечують:

- підвищення швидкості ходи;
- збільшення довжини кроку;
- покращення симетрії ходи;
- зниження енергетичних витрат.

Застосування базових моделей у пацієнтів з низькою активністю

Для пацієнтів з обмеженою мобільністю (К1-К2), а також при наявності вираженої супутньої патології доцільно використовувати прості безшарнірні конструкції протезних стоп, які забезпечують достатню стабільність та безпечність ходи при меншому фізичному навантаженні.

Урахування стану кукси при виборі протезної стопи

При короткій, конічній або чутливій куксі доцільно віддавати перевагу протезним стопам із підвищеними амортизаційними властивостями, що сприяє зменшенню ударного навантаження та покращує комфорт під час ходи.

Оцінка ефективності протезування за біомеханічними показниками

Рекомендується використовувати об'єктивні критерії оцінки ефективності протезування, зокрема:

- швидкість ходи;

- довжину кроку;
- каденцію;
- індекс симетрії ходи (SI);
- індекс енергетичних витрат (EEI).

Застосування функціональних тестів у клінічній практиці

Для оцінки функціонального стану пацієнтів доцільно використовувати стандартизовані тести:

2-хвилинний тест ходи (2MWT) - для оцінки витривалості;

опитувальник PLUS-M - для визначення рівня мобільності у повсякденному житті.

Моніторинг енергетичних витрат під час ходи

Оцінка частоти серцевих скорочень під час навантаження та розрахунок індексу енергетичної ефективності дозволяють визначити фізіологічну “вартість” ходи та оптимізувати вибір протезного компонента.

Реабілітаційний супровід після протезування

Ефективність використання протезної стопи значною мірою залежить від якості реабілітації. Рекомендується включати:

- тренування ходи;
- вправи на баланс і координацію;
- адаптацію до різних типів поверхні.

Профілактика вторинних ускладнень

Для запобігання перевантаженню інтактної кінцівки, розвитку болю в спині та суглобах необхідно прагнути до максимальної симетрії ходи шляхом правильного підбору протезної стопи та регулярної корекції протеза.

Регулярна переоцінка стану пацієнта

Рекомендується періодично переглядати тип протезної стопи відповідно до змін функціонального стану пацієнта, рівня його активності та адаптації до протеза.

3.4. Висновки до розділу 3

У третьому розділі магістерської кваліфікаційної роботи було представлено та проаналізовано результати комплексного дослідження біомеханіки ходи, енергетичних витрат, функціональних можливостей і показників якості життя пацієнтів з ампутацією нижніх кінцівок при використанні різних типів протезних стоп.

Встановлено, що тип протезної стопи має статистично та клінічно значущий вплив на основні параметри ходи. Зокрема, застосування сучасних енергонакопичувальних та багатошарових конструкцій (Levitate Forever 6, BioStep XT, BioStep PRO) забезпечує достовірно вищі показники швидкості ходи, більшу довжину кроку та вищу каденцію порівняно з пасивними безшарнірними моделями (1T90, Ottobock 1D35). Виявлена чітка тенденція до зростання швидкості пересування зі збільшенням функціонального класу протезної стопи.

Аналіз фазової структури крокового циклу показав, що використання динамічних стоп сприяє більш фізіологічному розподілу тривалості фаз опори та переносу, а також підвищує впевненість пацієнтів під час перенесення маси тіла на протезовану кінцівку. Це підтверджується збільшенням тривалості фази опори та зменшенням компенсаторного перевантаження інтактної кінцівки.

Показано, що індекс симетрії ходи є суттєво кращим у групах пацієнтів, які користуються енергонакопичувальними стопами. Найбільш наближені до фізіологічних значення симетрії були зафіксовані при використанні Levitate Forever 6 та BioStep XT (понад 90 %), що свідчить про більш рівномірний розподіл навантаження між кінцівками та зменшення ризику розвитку вторинних ортопедичних ускладнень.

Оцінка стабільності ходи за показниками тривалості фази опори та коливань центру мас тіла показала, що динамічні стопи забезпечують кращу постуральну стабільність і контроль положення тіла в просторі. Найменші коливання центру мас і найбільша толерантність до навантаження були

характерні для стоп Levitate Forever 6 та BioStep XT, тоді як при використанні пасивних моделей (1T90, 1D35) відзначалася менша стабільність і більш обережна тактика ходи.

Аналіз енергетичних витрат під час ходи довів, що застосування сучасних енергонакопичувальних стоп дозволяє достовірно знизити індекс енергетичної ефективності ходи (EEI), що свідчить про більш економічний тип пересування. Найменші значення EEI були зафіксовані при використанні Levitate Forever 6 та BioStep XT, тоді як найвищі - при застосуванні безшарнірних стоп 1T90 та Ottobock 1D35.

Встановлено, що пацієнти з вищим рівнем функціональної активності (K3-K4) більш повно реалізують потенціал динамічних протезних стоп, що проявляється у кращих показниках швидкості, симетрії, стабільності ходи та нижчих енергетичних витратах порівняно з пацієнтами з нижчим рівнем активності (K1-K2).

Результати функціонального тестування (2-хвилинний тест ходи) та опитувальника PLUS-M підтвердили, що використання сучасних енергонакопичувальних стоп асоціюється з вищою витривалістю, більшою дистанцією ходи та вищими показниками суб'єктивної оцінки мобільності та якості життя.

Таким чином, результати третього розділу переконливо доводять, що сучасні багатопарові та енергонакопичувальні протезні стопи мають суттєві переваги над традиційними пасивними конструкціями за біомеханічними, енергетичними та функціональними показниками, а їх застосування є особливо доцільним у пацієнтів із середнім та високим рівнем фізичної активності.

РОЗДІЛ 4

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

4.1. Порівняння отриманих результатів з даними інших досліджень

У даному дослідженні було виконано комплексну оцінку впливу різних типів протезних стоп на біомеханіку ходи, функціональні можливості та показники витривалості у 10 пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки. Аналіз проводився для таких моделей стоп: BioStep PRO (ALPS), 1D35, Levitate Forever 6, 1T90, BioStep XT.

Отримані результати свідчать, що використання динамічних та енергонакопичувальних стоп (BioStep PRO, Levitate Forever 6, BioStep XT) асоціюється з достовірно кращими показниками просторово-часових параметрів ходи. Зокрема, середня швидкість ходи в цій групі становила $1,05 \pm 0,12$ м/с, а довжина кроку - $0,63 \pm 0,05$ м, тоді як у пацієнтів, які використовували менш динамічні або базові моделі (1D35, 1T90), ці показники були нижчими і складали відповідно $0,85 \pm 0,10$ м/с та $0,54 \pm 0,06$ м.

Аналогічна тенденція спостерігалася і щодо каденції ходи: у групі з динамічними стопами вона становила в середньому 108 ± 6 кроків/хв, що свідчить про більш стабільний та фізіологічний ритм ходи, порівняно з 98 ± 8 кроків/хв у групі з менш функціональними стопами.

Важливою знахідкою є суттєве зменшення індексу асиметрії ходи при використанні сучасних конструкцій стоп. Середній показник SI у групі динамічних стоп склав 6 ± 2 %, тоді як у пацієнтів з традиційними стопами - 14 ± 3 %, що вказує на більш симетричний розподіл навантаження та кращу інтеграцію протеза у цикл ходи.

Функціональні результати за 2-хвилинним тестом ходи підтвердили біомеханічні переваги сучасних стоп: пацієнти з енергонакопичувальними моделями долали більшу дистанцію та демонстрували менший приріст

частоти серцевих скорочень, що свідчить про кращу енергоефективність та нижчу фізіологічну “ціну” ходи.

Ці результати добре узгоджуються з даними літератури. Зокрема, Hafner et al. [14]. показали, що динамічні стопи достовірно покращують швидкість ходи, довжину кроку та симетрію рухів.

Childers et al. (2018) продемонстрували, що протези з накопиченням і поверненням енергії дозволяють зменшити енергетичні витрати при ході до 20 %, що повністю підтверджується результатами нашого дослідження, отриманими на основі аналізу дистанції 2MWT та динаміки пульсу [7].

Таким чином, отримані дані підтверджують сучасну концепцію, що тип протезної стопи є одним із ключових факторів, який визначає біомеханічну ефективність, витривалість та функціональну спроможність пацієнта.

4.2. Клінічне значення отриманих результатів

Отримані результати мають безпосереднє клінічне значення для підбору протезного компонента у пацієнтів з ампутацією гомілки або стопи. Зокрема, покращена довжина кроку та швидкість ходи у користувачів динамічних стоп свідчить про зменшення втоми та підвищення енергоефективності пересування, що сприяє більш активному способу життя та самостійності пацієнтів.

Симетрія ходи безпосередньо впливає на розподіл навантаження на суглоби та хребет. Менша асиметрія знижує ризик розвитку остеоартрозу, болю в спині та ураження контралатеральної кінцівки.

Енергетичні витрати при ході, показали, що пацієнти з динамічними стопами витрачають менше енергії, що підтверджує їх перевагу для пацієнтів із високим рівнем активності.

Індивідуальний підбір стопи відповідно до рівня ампутації, маси тіла та рівня активності пацієнта є ключовим фактором для оптимізації функціональних результатів. Наприклад, пацієнти з короткою куксою або

обмеженою мобільністю отримують значну стабілізацію при використанні більш амортизуючих та багатошарових стоп (Biostep XT), тоді як активні користувачі отримують максимальну вигоду від Levitate Forever 6.

Динамічні стопи (biostep PRO, Levitate Forever 6, BioStep XT) рекомендовані для пацієнтів із високим рівнем активності (рівень мобільності K3-K4) та для тих, хто бажає знизити енергетичні витрати та підвищити симетрію ходи.

Пластикові або базові стопи (1D35, 1T90) можуть використовуватися для пацієнтів з обмеженою активністю (K1-K2) або із супутніми патологіями, що обмежують фізичну навантажувальну здатність.

Отримані дані також підтверджують клінічну рекомендацію щодо індивідуального підбору стопи залежно від рівня активності, ваги пацієнта та характеру кукси, що дозволяє зменшити вторинні ускладнення, покращити якість життя та соціальну інтеграцію пацієнтів.

ВИСНОВКИ

У результаті виконання магістерської кваліфікаційної роботи, відповідно до поставленої мети та завдань, встановлено наступне:

На основі аналізу анатомо-біомеханічних особливостей нижньої кінцівки в нормі та при ампутації встановлено, що втрата дистальних сегментів призводить до порушення кінематичних і динамічних параметрів ходи, зміни фазової структури крокового циклу, розвитку асиметрії рухів та підвищення навантаження на інтактну кінцівку і опорно-руховий апарат у цілому.

Аналіз сучасних наукових джерел показав, що одним із ключових факторів ефективності протезування є тип і конструктивні характеристики протезної стопи, зокрема її здатність до накопичення та повернення енергії, амортизації та адаптації до різних умов ходи.

Клініко-функціональна характеристика обстежених пацієнтів засвідчила, що більшість із них мали ампутацію на рівні гомілки травматичного генезу, із різним станом кукси, наявністю супутніх захворювань та різним рівнем функціональної активності (III–IV), що визначає необхідність індивідуалізованого підходу до протезування.

Аналіз конструктивних та функціональних характеристик протезних стоп показав суттєві відмінності між пасивними безшарнірними моделями та сучасними енергонакопичувальними конструкціями, які забезпечують різний рівень динамічного відгуку, амортизації та енергоефективності.

Визначено основні біомеханічні показники ходи, при цьому встановлено, що використання сучасних енергонакопичувальних стоп (Levitate Forever 6, BioStep XT, BioStep PRO) забезпечує достовірно вищу швидкість ходи (до $1,24 \pm 0,07$ м/с), більшу довжину кроку (до $0,70 \pm 0,04$ м) та вищу каденцію порівняно з пасивними моделями (1T90, 1D35).

Оцінка симетрії та стабільності ходи показала, що застосування динамічних протезних стоп сприяє зменшенню асиметрії рухів (SI понад 90

%), збільшенню тривалості фази опори на протезовану кінцівку та зменшенню коливань центру мас, що свідчить про покращення постурального контролю та більш фізіологічний патерн ходи.

Дослідження енергетичних витрат при ході встановило, що використання енергонакопичувальних стоп достовірно знижує індекс енергетичних витрат (EEI до $0,38 \pm 0,03$ уд/м), тоді як при використанні пасивних конструкцій відзначаються вищі енергетичні витрати (до $0,48 \pm 0,07$ уд/м), що свідчить про більшу фізіологічну “вартість” ходи.

Статистична обробка результатів підтвердила наявність достовірних відмінностей між групами ($p < 0,05$) за показниками швидкості ходи та симетрії, а також виявила помірні кореляційні зв'язки між швидкістю ходи та довжиною кроку ($r = 0,62$) і між рівнем функціональної активності та симетрією ходи ($r = 0,58$).

Аналіз функціональних можливостей та якості життя показав, що пацієнти, які використовують сучасні динамічні протезні стопи, демонструють кращі результати 2-хвилинного тесту ходи (до 168 м) та вищі показники мобільності за шкалою PLUS-M, що свідчить про підвищення витривалості та рівня повсякденної активності.

Обґрунтовано принципи індивідуалізованого підбору протезної стопи, які передбачають врахування рівня ампутації, функціональної активності (К-рівня), стану кукси, маси тіла та способу життя пацієнта. Показано, що динамічні енергонакопичувальні стопи є оптимальними для пацієнтів з високим рівнем активності, тоді як базові моделі доцільні для осіб із обмеженою мобільністю.

ЛІТЕРАТУРА

1. Agrawal V. Clinical outcome measures for rehabilitation of amputees – a review. *Phys Med Rehabil Int.* 2016;3(2):1080.
2. ALPS Ukraine. BioStep PRO prosthetic foot [Electronic resource]. Available at: <https://alpsukraine.com/product/protezy-nih/biostep-pro> (Accessed 29 Apr 2026).
3. ALPS Ukraine. BioStep XT prosthetic foot [Electronic resource]. Available at: <https://alpsukraine.com/product/protezy-nih/biostep-xt> (Accessed 29 Apr 2026).
4. Aydın M, Başak AM, Karadamar ÖL, et al. Early versus delayed lower extremity amputations caused by firearm injury: a minimum 2-year follow-up. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg.* 2024;30(8):610–616.
5. Burger H, Erzar D, Maver T, et al. Biomechanics of walking with silicone prosthesis after midtarsal (Chopart) disarticulation. *Clin Biomech.* 2009;24(6):510–516.
6. Chan C, Rudins A. Foot biomechanics during walking and running. *Mayo Clin Proc.* 1994;69:448–461.
7. Childers WL, Takahashi KZ. Increasing prosthetic foot energy return affects whole-body mechanics during walking on level ground and slopes. *Sci Rep.* 2018;8:5354. doi:10.1038/s41598-018-23705-8. PMCID: PMC5876366.
8. Cherni Y, Laurendeau S, Robert M, Turcot K. The influence of transtibial prosthesis type on lower-body gait adaptation: a case study. *Int J Environ Res Public Health.* 2022;20(1):439.
9. Crane H, Boam G, Carradice D, et al. Through-knee versus above-knee amputation for vascular and non-vascular major lower limb amputations. *Cochrane Database Syst Rev.* 2021;12:CD013839.
10. Donnan L. Observational gait analysis. *Curr Opin Pediatr.* 2025;37(1):75–81.

11. Drake RL, Vogl AW, Mitchell AWM. Lower limb. In: Gray's Anatomy for Students. 2nd ed. Elsevier; 2009:512–525.
12. Gonçalves Junior E, Knabben RJ, Luz SC. Portraying the amputation of lower limbs: an approach using ICF. *Fisioter Mov.* 2017;30(1):97–106.
13. Greitemann B. Technische Orthopädie [Prosthetics and Orthotics]. *Orthopade.* 2021;50(1):3. doi:10.1007/s00132-020-04030-3.
14. Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki JM, Fergason J. Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature. *J Rehabil Res Dev.* 2002;39(1):1–11.
15. Hecht GG, Rysselberghe NLV, Young JL, Gardner MJ. Gait analysis in orthopaedic surgery: history, limitations, and future directions. *J Am Acad Orthop Surg.* 2022;30:e1366–e1373.
16. IMAIOS. Lower limb – anatomical structures [Electronic resource]. Available at: <https://www.imaios.com/en/e-anatomy/anatomical-structures/lower-limb-120944#> (Accessed 03 Jan 2026).
17. Kılınç Kamacı G, Artuç ŞE, Ceylan H, et al. Comparison of different types of prosthetic feet in unilateral transtibial amputation; patient perspective. *J Orthop Sci.* 2025.
18. Levitate Technologies. Levitate Forever 6 [Electronic resource]. Available at: <https://letslevitate.com/uk/products/levitate-forever-6> (Accessed 29 Apr 2026).
19. Murphy D. Fundamentals of amputation care and prosthetics. Demos Medical Publishing; 2013.
20. Ottobock. Prosthetic foot product page [Electronic resource]. Available at: <https://www.ottobock.com/uk-ua/product/1D35-60907> (Accessed 29 Apr 2026).

21. Ottobock. Prosthetic feet [Electronic resource]. Available at: <https://www.ottobock.com/en-gb/prosthetics/lower-limb-prosthetics/prosthetic-feet> (Accessed 24 Sept 2025).
22. Ottobock. What to know about prosthetic legs [Electronic resource]. Available at: <https://www.ottobock.com/uk-ua/what-to-know-about-prosthetic-legs> (Accessed 03 Jan 2026).
23. Physiopedia. Assessment of the amputee [Electronic resource]. Available at: <https://langs.physio-pedia.com/uk/assessment-of-the-amputee-uk/> (Accessed 12 Dec 2025).
24. Physiopedia. Gait in prosthetic rehabilitation [Electronic resource]. Available at: <https://langs.physio-pedia.com/uk/gait-in-prosthetic-rehabilitation-uk/> (Accessed 20 Dec 2025).
25. Poonsiri J, Dijkstra PU, Geertzen JHB. Fitting transtibial and transfemoral prostheses in persons with a severe flexion contracture: problems and solutions – a systematic review. *Disabil Rehabil.* 2022;44(15):3749–3759.
26. Qazi E, Wilting J, Patel NR, et al. Arteries of the lower limb – embryology, variations, and clinical significance. *Can Assoc Radiol J.* 2022;73(1):259–270.
27. Renjewski D, Lipfert S, Günther M. Foot function enabled by human walking dynamics. *Phys Rev E.* 2022;106:064405.
28. Rogers-Bradley E, Yeon SH, et al. Variable-stiffness prosthesis improves biomechanics of walking across speeds compared to a passive device. *Sci Rep.* 2024;14:16521.
29. Stafford NE, Gonzalez EB, Ferris DP. Walking ankle biomechanics of individuals with transtibial amputations using a prosthesis and bionic device. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2024;32:3036–3047.

30. von Kaeppler EP, Hetherington A, Donnelley CA, et al. Impact of prostheses on quality of life and functional status of transfemoral amputees in Tanzania. *Afr J Disabil.* 2021;10:839.

31. Wheelchairs Pro. Custom wheelchair models catalog [Electronic resource]. Available at: <http://wheelchairs.protez.eu/Wheelchairs/CatalogTZRIndividual/Models/2187> (Accessed 29 Apr 2026).