

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ФІЗИЧНОГО ВИХОВАННЯ І СПОРТУ  
УКРАЇНИ  
КАФЕДРА ТЕРАПІЇ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ

**КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

на здобуття освітнього ступеня магістр  
за спеціальністю 227 – Терапія та реабілітація  
освітньою програмою: «Фізична терапія»

на тему: **«ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ФІЗИЧНОЇ  
ТЕРАПІЇ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ТРАНСФЕМОРАЛЬНОЮ АМПУТАЦІЄЮ, З  
ФОКУСОМ НА БІОМЕХАНІЧНИХ ТА КІНЕМАТИЧНИХ  
ПАРАМЕТРАХ»**

Здобувачка вищої освіти  
другого (магістерського) рівня  
Гурак Марина Петрівна

Науковий керівник:  
д.фіз. вих., проф., Ніканоров О.К.  
Рецензент:  
к.фіз. вих., доцент Катерина У.М.

Рекомендовано до захисту на засіданні кафедри  
(протокол № 20 від 02.04.2025 р.)  
Завідувач кафедри: Лазарева О.Б.,  
д.фіз.вих., професор



## ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	3
ВСТУП.....	4
РОЗДІЛ 1. СУЧАСНІ УЯВЛЕННЯ ПРО ФІЗИЧНУ ТЕРАПІЮ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ТРАНСФЕМОРАЛЬНОЮ АМПУТАЦІЄЮ.....	7
1.1. Анатомо-функціональні особливості трансфеморальної ампутації....	7
1.2. Біомеханіка та кінематика ходи у осіб з трансфеморальною ампутацією .....	14
1.3. Сучасні методи фізичної терапії осіб з ампутаціями та їх ефективність.....	21
Висновки до розділу 1.....	25
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	27
2.1 Методи дослідження.....	27
2.1.1. Аналіз науково-методичної літератури.....	27
2.1.2. Педігогічні методи дослідження.....	28
2.1.3. Клініко-інструментальні методи дослідження.....	29
2.1.4. Методи математичної статистики.....	35
2.2. Організація дослідження.....	36
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ.....	39
3.1. Алгоритм фізичної терапії пацієнтів з трансфеморальною ампутацією.....	39
3.2. Оцінка ефективності розробленого алгоритму.....	53
ВИСНОВКИ.....	65
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	66

## СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров'я

ЕМГ – електроміографія

КГ - контрольна група

МКФ – Міжнародна класифікація функціонування

ОГ - основна група

ОРА – опорно-руховий апарат

ФТ – фізична терапія

VR - віртуальна реальність

FES - функціональна електростимуляція

POGS – Prosthetic Observational Gait Scale

## ВСТУП

**Актуальність.** Ампутації нижніх кінцівок, зокрема трансфеморальна ампутація, є однією з найскладніших медико-соціальних проблем сучасної медицини. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), ампутації нижніх кінцівок мають високий показник поширеності внаслідок травматичних ушкоджень, хронічних захворювань та ускладнень від несвоєчасного лікування [1]. Трансфеморальна ампутація характеризується значними втратою біомеханічної стабільності, що призводить до змін у ході, порушення координації рухів та зниження загальної мобільності пацієнта. Ці фактори безпосередньо впливають на якість життя, зменшуючи можливості для самостійного пересування, соціальної адаптації та повернення до активного способу життя [2].

Фізична терапія (ФТ) займає центральне місце в комплексному підході до відновлення функціональної здатності пацієнтів із трансфеморальною ампутацією. Сучасні реабілітаційні програми поєднують класичні методи корекції рухових порушень із застосуванням інноваційних технологій, таких як системи біологічного зворотного зв'язку, роботизовані тренажери та віртуальну реальність [3]. Відновлення оптимальної ходи, стабільності протезу та компенсація втрат сенсорних функцій можливе завдяки систематичному використанню вправ, спрямованих на зміцнення м'язового апарату та покращення координації рухів [4]. Проте, незважаючи на численні клінічні дослідження, вплив окремих реабілітаційних протоколів на біомеханічні та кінематичні параметри ходи пацієнтів із трансфеморальною ампутацією залишається недостатньо вивченим.

Основна наукова проблема полягає у визначенні того, як різні методи ФТ впливають на ключові біомеханічні та кінематичні параметри ходи у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією. Наявні дослідження свідчать про те, що навіть незначні відхилення в цих параметрах можуть призводити до виникнення вторинних патологій, зокрема перенавантаження протезованої та здорової

кінцівок, що ускладнює подальшу реабілітацію та погіршує прогноз функціонального відновлення [5,6]. Тому порівняльний аналіз результатів застосування традиційних і сучасних методів ФТ має важливе значення як з точки зору оптимізації реабілітаційних програм, так і для розробки індивідуальних підходів до лікування.

Отже, проведення даного дослідження має велике значення як для розширення теоретичних засад реабілітації після трансфеморальної ампутації, так і для практичного удосконалення реабілітаційних програм, що сприятиме оптимізації відновлення функціональних можливостей та покращенню якості життя пацієнтів.

**Об'єкт дослідження** - процес фізичної терапії осіб із трансфеморальною ампутацією.

**Предмет дослідження** - структура і зміст алгоритму застосування заходів фізичної терапії пацієнтів із трансфеморальною ампутацією із акцентом на біомеханічні та кінематичні аспекти ходи.

**Мета дослідження** – проведення порівняльного аналізу ефективності фізичної терапії у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією з акцентом на біомеханічних та кінематичних параметрах ходи.

**Завдання дослідження:**

1. Провести систематичний огляд наукової літератури з питань фізичної терапії пацієнтів із трансфеморальною ампутацією та визначити основні біомеханічні та кінематичні показники, що впливають на якість ходи.
2. Розробити експериментальний протокол, що дозволить оцінити вплив різних реабілітаційних методик на функціональний стан пацієнтів.
3. Здійснити порівняльний аналіз отриманих даних та визначити ефективність окремих методів фізичної терапії.

**Теоретична значимість** полягає у розширенні наукових знань про механізми регенерації та адаптації рухової системи після трансфеморальної ампутації. Вивчення взаємозв'язку між параметрами ходи та ефективністю

реабілітаційних заходів дозволить уточнити патогенетичні механізми, що впливають на відновлення функцій нижніх кінцівок..

**Практична значимість** можливості впровадження отриманих результатів у клінічну практику для розробки індивідуальних реабілітаційних протоколів, що сприятимуть підвищенню якості життя пацієнтів, оптимізації протезування та зниженню ризику виникнення вторинних ускладнень.

## РОЗДІЛ 1

### СУЧАСНІ УЯВЛЕННЯ ПРО ФІЗИЧНУ ТЕРАПІЮ У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ТРАНСФЕМОРАЛЬНОЮ АМПУТАЦІЄЮ

#### 1.1.Анатомо-функціональні особливості трансфеморальної ампутації

Трансфеморальна ампутація – це хірургічне видалення нижньої кінцівки на рівні стегна, що застосовується при важких травмах, інфекційних процесах або з метою лікування важких захворювань, коли збереження кінцівки неможливе [7]. Актуальність цієї проблематики обумовлена високою частотою виникнення таких випадків, значними медико-соціальними наслідками, а також необхідністю розробки сучасних методів реабілітації, що дозволяють покращити якість життя пацієнтів [8,9]. Відповідно до даних ВООЗ, травми опорно-рухового апарату (ОРА) є однією з основних причин непрацездатності у світі, що підтверджує важливість дослідження анатомічних та функціональних змін після ампутації [10,11].

Ключовим аспектом у реабілітації пацієнтів після трансфеморальної ампутації є глибоке розуміння анатомічних змін, які відбуваються в залишковому стовбурі кінцівки, оскільки саме вони визначають подальшу ефективність протезування та відновлення рухових функцій. Сучасні підходи до протезування значною мірою залежать від точного знання структури залишку, його довжини, форми, стану м'язових, зв'язкових і шкірних елементів. Крім того, анатомічні особливості впливають на біомеханіку руху, енерговитрати під час ходьби та рівень стабільності, що є визначальними факторами у відновленні після ампутації [12].

Дослідження, проведені Smith et al. [13] та L. Palmerini [4], вказують на те, що детальний аналіз анатомічних змін після ампутації дозволяє розробити індивідуалізовані програми ФТ, спрямовані на максимальне відновлення функціональної незалежності пацієнтів. Таким чином, вивчення анатомічних особливостей трансфеморальної ампутації є критично важливим як для

оптимізації хірургічних методів, так і для подальшої реабілітації та протезування. У цьому підрозділі буде представлено докладний огляд нормальної анатомії нижньої кінцівки, описано зміни, що відбуваються після ампутації, розглянуто їхній вплив на біомеханіку руху, а також окреслено клінічні наслідки та перспективи подальших досліджень [15].

Нормальна анатомія верхньої частини нижньої кінцівки є фундаментом для розуміння змін, що виникають після трансфеморальної ампутації. Стегнова кістка – найбільша кістка тіла – виконує роль основного несучого елемента, забезпечуючи опір навантаженням та підтримку статичної рівноваги. Вона сполучається з тазом через кульшовий суглоб, що характеризується великою амплітудою рухів і складною анатомічною структурою. Надколінник, який розташовується у передній частині колінного суглоба, виконує роль захисного елемента та слугує опорою для сухожилів м'язів, зокрема чотириголового м'яза стегна [16].

Основними м'язовими групами, що забезпечують рухливість і стабільність нижньої кінцівки, є:

- Квадрицепс стегна. Цей м'яз відіграє ключову роль у розгинанні колінного суглоба, забезпечуючи силу для ходьби та підйому сходами.
- Двоголовий м'яз стегна (біцепс femoris). Забезпечує згинання колінного суглоба і допомагає в стабілізації під час руху.
- М'язи-аддуктори. Вони сприяють приведенню ноги і допомагають утримувати баланс.

Зв'язки, такі як передня і задня хрестоподібні зв'язки, а також медіальні та латеральні колатеральні зв'язки, є основними пасивними стабілізаторами колінного суглоба. Їхня цілісність забезпечує правильне функціонування суглоба під час динамічних навантажень [17]. Крім того, численні меніски – внутрішній (медіальний) та зовнішній (латеральний) – виконують функції амортизації та розподілу навантаження, сприяючи стабільності та захисту суглобових поверхонь від зносу.

Артеріальне постачання верхньої частини нижньої кінцівки здійснюється за допомогою поперечної артерії стегна та її гілок, що забезпечують кровообіг у кістковій, м'язовій та шкірній тканинах. Нервова система представлена основним нервовим стовбуром – нервом, що виходить із спинного мозку, який далі розгалужується на менші нерви, забезпечуючи іннервацію м'язів, шкіри та суглобів. Ці нервові волокна відіграють важливу роль у забезпеченні пропріоцепції – відчуття положення кінцівок, що є критично важливим для координації рухів [18].

Нормальна анатомія не є лише сумою окремих структур, а й системою, де кожна компонента взаємодіє для забезпечення високої функціональності. Наприклад, синергія між м'язовими скороченнями та пасивною стабілізацією, забезпеченою зв'язками та менісками, дозволяє досягти оптимальної рухливості та стійкості колінного суглоба. Така інтеграція є основою для нормального розподілу навантажень під час ходьби, бігу або стрибків [19].

Отже, базова анатомія верхньої частини нижньої кінцівки характеризується високою складністю і взаємозв'язком структурних елементів. Ці дані є критично важливими для розуміння того, як саме трансфеморальна ампутація порушує нормальну будову та функціональність кінцівки, що в подальшому впливає на результати реабілітації та протезування.

Після проведення трансфеморальної ампутації утворюється кукса – частина нижньої кінцівки, що зберігається після видалення її нижньої частини. Хірургічне видалення кінцівки здійснюється з урахуванням збереження максимальної кількості життєво важливих структур, таких як періост, частини м'язових груп та шкірного покриву. Формування кукси включає як точний хірургічний розріз, так і подальше ремоделювання тканин, яке супроводжується утворенням рубцевої тканини. Рівень відсічення визначається виходячи з необхідності збереження достатньої довжини для подальшого протезування, а також з огляду на стан м'язів і зв'язок, що залишилися [20].

Під час операції хірург прагне зберегти достатній об'єм м'язової тканини, оскільки це сприяє кращій адаптації пацієнта до протезного пристрою і

забезпечує можливість проведення ефективних реабілітаційних заходів. Залишковий стовбур повинен мати оптимальну форму для фіксації протеза, тому дуже важливим є як техніка ампутації, так і післяопераційне лікування, спрямоване на збереження якості тканин [21].

Рівень ампутації має вирішальне значення для подальшої функціональності залишкового стовбура. Ампутація, проведена на більш високому рівні (вище рівня розгалуження м'язових груп), призводить до більшої втрати активної м'язової маси та зменшення можливостей для адаптації до протезування. Пацієнти з вищим рівнем відсічення часто стикаються з проблемами нестабільності кукси та підвищеними енергетичними витратами під час ходьби [22].

На противагу цьому, ампутація, що проводиться нижче визначених анатомічних орієнтирів, дозволяє зберегти більше функціональних елементів, що позитивно впливає на подальшу адаптацію. Вибір оптимального рівня ампутації – це баланс між необхідністю повного усунення патологічного процесу і збереженням максимальної кількості життєво важливих тканин, які забезпечують можливість подальшого протезування. Різниця в анатомічних параметрах кукси при різних рівнях відсічення підтверджується дослідженнями Smith et al. та Palmerini L., де було показано, що більша довжина кукси корелює з покращенням показників функціональності та адаптації до протезів [23].

**Тканинні та структурні зміни.** Після ампутації в зоні розрізу відбувається процес загоєння, який супроводжується формуванням рубцевої тканини. Цей процес може впливати на якість шкірного покриву та периосту. Рубцювання, з одного боку, забезпечує механічну стабілізацію залишкової кінцівки, а з іншого – може обмежувати подальшу рухливість, якщо рубцева тканина є надто щільною або нееластичною. Крім того, у процесі загоєння можуть формуватися нові судинні сполучення, що впливають на регенерацію тканин.

Важливим аспектом є також ремоделювання м'язових тканин, що залишилися після ампутації. Втрата частини м'язової маси може призводити до

атрофії, особливо якщо пацієнт не починає своєчасну реабілітацію. Тому післяопераційна ФТ має на меті не лише відновлення рухливості, а й стимулювання м'язової активності, що сприяє запобіганню атрофії і покращенню тонусу.

Ще один фактор – зміни в нервовій іннервації. Пошкодження нервових волокон у зоні розрізу може призводити до феномену фантомних болів, що ускладнює процес реабілітації. Такі зміни впливають як на відчуття болю, так і на здатність мозку адаптуватися до нових умов рухової активності. Розуміння цих процесів є важливим для розробки методик лікування та протидії фантомним відчуттям.

**Клінічні наслідки анатомічних змін.** Анатомічні зміни, що виникають після трансфеморальної ампутації, мають безпосередній вплив на подальшу реабілітацію та протезування. Оптимальна форма залишкової кінцівки дозволяє досягти кращого прилягання протеза, що забезпечує природнішу ходьбу та зниження енергетичних витрат. Пацієнти, у яких збережено більшу частину м'язової тканини та периосту, демонструють кращі функціональні показники, що підтверджується клінічними дослідженнями.

Клінічні спостереження показують, що рівень відсічення безпосередньо корелює з можливостями протезування. При високому рівні ампутації, коли знижується кількість збережених м'язових груп, пацієнти мають більший ризик виникнення проблем із балансом і вимагають більш складних протезних систем із спеціальними адаптивними можливостями. З іншого боку, збереження більшої кількості тканин сприяє розвитку активних адаптаційних механізмів, що дозволяє краще компенсувати втрату кінцівки та знижує ризик ускладнень.

Клінічна ефективність реабілітації безпосередньо залежить від своєчасного і комплексного підходу до корекції анатомічних змін. Застосування сучасних методик ФТ, спрямованих на стимулювання регенерації тканин, покращення кровопостачання та запобігання атрофії, дозволяє досягти високих показників функціонального відновлення. Доказові дані свідчать, що комплексний підхід, який включає ранню мобілізацію, спеціальні вправи та

застосування електростимуляції, може значно покращити результати лікування та знизити ризик фантомних болів.

Узагальнюючи, можна сказати, що анатомічні зміни після трансфеморальної ампутації є багатокомпонентними і впливають на всі аспекти функціонування залишкового стовбура. Ці зміни потребують ретельного аналізу з метою розробки ефективних протоколів реабілітації, що дозволяють максимально адаптувати пацієнта до нових умов життя та протезування. Особлива увага приділяється як оперативним методам збереження тканин, так і післяопераційним заходам, спрямованим на корекцію рубцювання та стимулювання регенеративних процесів.

Анатомічні зміни, що виникають у результаті трансфеморальної ампутації, суттєво впливають на кінематичні параметри руху. Зміна геометрії залишкової кінцівки порушує природну симетрію ходьби, що веде до збільшення енергетичних витрат під час переміщення. Наприклад, асиметрія у розподілі навантаження між протезованою та здоровою кінцівкою спричиняє компенсаційні рухи тулуба, які можуть викликати перевантаження спини та інших сегментів опорно-рухової системи. Сучасні дослідження Wong K. показали, що оптимізація анатомічних параметрів залишкового стовбура може зменшити дисбаланс та підвищити ефективність ходьби.

**Адаптаційні механізми організму.** Організм людини володіє значним потенціалом для адаптації до нових умов рухової активності. Після трансфеморальної ампутації відбуваються як центральні, так і периферичні адаптаційні процеси. Зміни в нервовій системі, зокрема нейропластичність, дозволяють мозку переорганізувати моторну карту та оптимізувати рухову діяльність, враховуючи нові анатомічні умови. Активізація залишкових м'язів та збільшення їх тонусу є важливою складовою компенсації втрати кінцівки. ФТ, що включає спеціальні вправи на зміцнення м'язів залишкового стовбура, сприяє розвитку цих адаптаційних процесів і дозволяє знизити енергетичні витрати при ходьбі.

Анатомічні особливості залишкової кінцівки безпосередньо впливають на вибір та ефективність протезних систем. Індивідуальні параметри, такі як довжина, форма, стан м'язів та шкірного покриву, є вирішальними для досягнення оптимального прилягання протеза. Сучасні мікропроцесорні системи, що використовуються в колінних протезах, здатні враховувати ці параметри для адаптації до індивідуальних потреб пацієнта, що сприяє покращенню стабільності та зниженню ризику падінь. Таким чином, анатомічний аналіз залишкової кінцівки є невід'ємною частиною процесу планування протезування та подальшої реабілітації.

**Енергетична ефективність та баланс.** Зміни, що відбуваються внаслідок трансфеморальної ампутації, мають прямий вплив на енергетичну ефективність руху. Нестабільність залишкової кінцівки та порушення симетрії ходьби спричиняють збільшення витрат енергії при виконанні щоденних завдань. Дослідження показують, що оптимізація анатомічних параметрів залишку шляхом корекції рубцевих змін та стимулювання регенерації тканин може зменшити ці витрати. ФТ, що орієнтована на відновлення балансу та покращення координації, сприяє більш ефективному розподілу навантаження між протезованою та здоровою кінцівкою, що позитивно впливає на загальну енергоефективність руху.

Таким чином, біомеханічне значення анатомічних особливостей трансфеморальної ампутації полягає не лише у зміні структури залишкового стовбура, а й у впливі на всі аспекти рухової активності. Адаптаційні механізми організму, що активізуються після ампутації, дозволяють частково компенсувати втрату кінцівки, проте оптимізація цих процесів потребує комплексного підходу, який включає як сучасні методи протезування, так і цілеспрямовану фізичну терапію.

У підсумку, аналіз анатомічних особливостей трансфеморальної ампутації показав, що цей процес супроводжується багатокomпонентними змінами, що впливають на будову залишкової кінцівки, тканинну архітектуру та функціональні характеристики нижньої кінцівки. Нормальна анатомія, яка

включає кісткові, м'язові, зв'язкові та судинно-нервові структури, забезпечує високу функціональність кінцівки, але після ампутації відбувається радикальне порушення цих взаємозв'язків. Формування залишкової кінцівки залежить від рівня відсічення та методики проведення операції, що має безпосередній вплив на подальше протезування і реабілітацію.

Біомеханічний аналіз дозволяє визначити, як зміни в структурі залишкової кінцівки впливають на симетрію ходьби, баланс і енергетичні витрати. Адаптаційні механізми, такі як нейропластичність та компенсаційна активація протилежної кінцівки, відіграють важливу роль у відновленні функцій, проте їх ефективність значною мірою залежить від своєчасного та комплексного застосування ФТ.

Таким чином, ґрунтовний аналіз анатомічних змін після трансфеморальної ампутації створює наукову основу для розробки ефективних реабілітаційних програм, що дозволять пацієнтам не лише повернутися до активного способу життя, а й значно покращити якість їхнього життя.

## **1.2. Біомеханіка та кінематика ходи у осіб з трансфеморальною ампутацією**

Хода – це один із найбільш складних біомеханічних процесів, що передбачає координацію роботи м'язів, суглобів та сенсорної інформації для забезпечення стабільного та ефективного пересування. У людей із трансфеморальною ампутацією цей процес значно змінюється через відсутність природного колінного суглоба та м'язових груп стегна, які відповідають за ініціацію та контроль руху.

Основні проблеми, з якими стикаються пацієнти із трансфеморальною ампутацією:

1. Асиметрія ходи – нерівномірний розподіл часу та навантаження між здоровою та протезованою кінцівками.

2. Збільшені енерговитрати – пацієнти витрачають на 60–100% більше енергії для ходи порівняно зі здоровими людьми [24].

3. Зміна кінематики та динаміки ходи – змінені параметри кутів суглобів, швидкості руху та взаємодії з опорою.

4. Підвищений ризик падінь через нестабільність протезованої кінцівки та адаптивні зміни у балансі.

Для аналізу цих змін використовується 8 фаз ходи, які детально розглядаються у цьому підрозділі [25].

В основі нормальної ходи лежить чітко визначений цикл, який поділяється на 8 фаз:

1. Initial Contact (Початковий контакт) – момент першого торкання стопи землі.

2. Loading Response (Реакція на навантаження) – передача ваги на ногу, що торкнулася землі.

3. Mid Stance (Середина опори) – тіло проходить вертикальну фазу.

4. Terminal Stance (Завершальна опора) – перенесення ваги на передню частину стопи.

5. Pre-Swing (Підготовча відштовхувальна фаза) – відштовхування носком перед підйомом кінцівки.

6. Initial Swing (Початковий замах) – початковий рух ноги вперед.

7. Mid Swing (Середній замах) – максимальний підйом стопи.

8. Terminal Swing (Завершальний замах) – завершення циклу, підготовка до наступного контакту із землею[26].

У здорової людини ходьба характеризується симетричним чергуванням фаз, що забезпечує ефективний розподіл сил та мінімальні енерговитрати. Відсутність колінного суглоба при трансфеморальній ампутації призводить до порушень у кожній фазі цього циклу [27].

1. Initial Contact (Початковий контакт): пацієнти з трансфеморальною ампутацією часто не використовують п'ятковий удар, а здійснюють контакт середньою або передньою частиною стопи протеза. Через відсутність

нормального контролю коліна під час контакту збільшується ризик нестабільності [28].

2. Loading Response (Реакція на навантаження): через обмежений контроль над колінним суглобом трансфеморальні ампутанти часто уникають повного навантаження на протез. Спостерігається зниження часу контакту протезованої кінцівки із землею, що призводить до надмірного навантаження на здорову ногу [29].

3. Mid Stance (Середина опори): через відсутність активного згинання коліна та ексцентричного контролю м'язами стегна пацієнти збільшують нахил тулуба вперед або вбік. Це може призвести до перевантаження кульшового суглоба та поперекового відділу хребта [30].

4. Terminal Stance (Завершальна опора): вага переноситься на носок протеза значно пізніше, що порушує природний імпульс для перехідної фази. Деякі пацієнти використовують додаткові рухи тазом для компенсації нестачі відштовхувальної сили [31].

5. Pre-Swing (Підготовча відштовхувальна фаза): через відсутність активної роботи колінного суглоба ефективність відштовхування знижується. Пацієнти часто використовують швидке згинання тулуба вперед для ініціації замаху [32].

6. Initial Swing (Початковий замах): амплітуда руху у тазостегновому суглобі значно більша, ніж у здорової кінцівки. Прискорення замаху обмежене через відсутність нормального контролю м'язів стегна [33].

7. Mid Swing (Середній замах): пацієнти змушені піднімати протезовану кінцівку значно вище, щоб уникнути зачеплення за землю. Це призводить до характерної «степінгової» ходи [34].

8. Terminal Swing (Завершальний замах): знижена швидкість гальмування через відсутність ексцентричного скорочення задніх м'язів стегна. Може спостерігатися занадто жорсткий або нестабільний контакт стопи протеза із землею [35].

Впровадження сучасних технологій у протезуванні значно покращило якість життя людей із трансфеморальною ампутацією.[36] Зокрема, мікропроцесорні колінні протези дозволяють оптимізувати кінематику ходи, зменшуючи її асиметрію, покращуючи стабільність і знижуючи енерговитрати. Проте, навіть за наявності високотехнологічних пристроїв, пацієнти змушені застосовувати компенсаційні механізми, що впливають на біомеханіку всього тіла.

Покращення стабільності на етапах Initial Contact та Loading Response. У фазах Initial Contact (Початковий контакт) та Loading Response (Реакція на навантаження) природний контроль колінного суглоба відсутній, що робить пацієнтів з механічними колінними протезами менш стабільними під час першого торкання землі.

Мікропроцесорні колінні протези, такі як C-Leg (Ottobock), Rheo Knee (Össur) та Plie 3 (Freedom Innovations), вирішують цю проблему завдяки: автоматичному контролю швидкості згинання під час початкового контакту; електронному пристосуванню до сили навантаження, що дозволяє м'якший контакт стопи із землею; активній роботі у фазі реакції на навантаження, що знижує потребу в компенсаторних рухах тазу та тулуба [37].

Зменшення асиметрії під час Mid Swing та Terminal Swing. У фазах Mid Swing (Середній замах) та Terminal Swing (Завершальний замах) основна проблема ампутантів – асиметрична довжина кроку та ризик недостатнього згинання коліна, що може призвести до зачеплення стопи об поверхню.

Мікропроцесорні колінні протези: автоматично регулюють швидкість замаху залежно від руху пацієнта, що допомагає зберігати стабільність; мають адаптивний контроль гальмування, що дозволяє більш природне вирівнювання гомілки перед наступним кроком; зменшують потребу у степінговій ході (excessive hip hiking), коли пацієнт піднімає таз для уникнення зачеплення стопи [38].

Покращення ефективності ходи та зниження енерговитрат. Пацієнти із трансфеморальною ампутацією витрачають на 60–100% більше енергії порівняно зі здоровими людьми під час ходьби [39]. Основні причини:

- Відсутність ефективного згинання коліна у фазі Mid Swing.
- Низька стабільність у фазах Initial Contact та Loading Response.
- Перевантаження м'язів тулуба та здорової ноги.

Мікропроцесорні колінні протези знижують енерговитрати завдяки:

- Оптимізації механіки колінного суглоба – пацієнти не витрачають зайву енергію на балансування.
- Контролю стабільності у фазах опори, що дозволяє більш природний розподіл навантаження між кінцівками.
- Зменшенню компенсаторних рухів, що знижує втому та зменшує перевантаження здорової кінцівки.

Дослідження показують, що пацієнти з мікропроцесорними колінними протезами мають на 27% вищу ефективність ходи порівняно з пацієнтами, що використовують механічні колінні суглоби [40].

Попри переваги сучасного протезування, трансфеморальні ампутанти все ще використовують компенсаторні механізми, оскільки протез не може повністю відтворити природну біомеханіку здорової ноги.

Зміни у русі тазу та тулуба. Через нестачу природного згинання в колінному суглобі пацієнти змушені змінювати патерн ходи, що включає:

- Excessive hip hiking (підняття тазу) – пацієнти активно піднімають таз на боці протеза, щоб нога не зачіпала поверхню під час фази Mid Swing.
- Circumduction gait (циркумдукція) – пацієнт обертає протезовану ногу півколом через обмежене згинання коліна у фазі Swing.
- Trunk leaning (нахил тулуба) – нахил тулуба вперед або у бік протезованої ноги для компенсації нестачі відштовхувальної сили.

Хоча ці механізми допомагають уникати падінь, вони створюють додаткове навантаження на поперековий відділ хребта, що може викликати хронічний біль та порушення постави [41].

Збільшення активності здорової ноги: здорова кінцівка бере на себе до 80% вагового навантаження, що значно перевищує нормальні показники [42].

Наслідки:

- Гіпертрофія м'язів здорової ноги та прискорений знос кульшового та колінного суглобів.
- Збільшення ризику остеоартриту, оскільки надмірне навантаження змінює біомеханічні характеристики суглобів.
- Втома та зниження витривалості, оскільки пацієнти змушені витратити більше енергії на підтримку стабільності.

Зміни у біомеханіці здорової кінцівки. Через перевантаження здорової ноги змінюється її кінематика:

- Збільшене згинання коліна у фазі Mid Stance для поглинання надлишкового навантаження.
- Приведення стегна для компенсації нестачі стабільності протезованої кінцівки.
- Формування компенсаторного патерну ходи, що може стати звичним навіть при наявності добре налаштованого протеза [44].

Попри наявність компенсаторних механізмів, сучасні реабілітаційні програми спрямовані на їхню корекцію та мінімізацію.

Основні підходи щодо покращення патологічних наслідків осіб з трансфеморальною ампутацією:

1. Тренування рівноваги – використання нестабільних платформ для покращення стабільності.
2. Функціональні вправи – імітація природного патерну ходи з акцентом на рівномірний розподіл навантаження.
3. Електроістимуляція – стимуляція залишкових м'язів для покращення пропріоцепції.
4. Використання біологічного зворотного зв'язку (Biofeedback) – спеціальні тренажери, що навчають пацієнтів мінімізувати компенсаторні рухи [45].

Дослідження показують, що інтеграція фізичної терапії (ФТ) та належного налаштування протезів дозволяє зменшити потребу у компенсаторних механізмах, що знижує навантаження на здорову кінцівку та покращує ефективність ходи [46].

Сучасні дослідження спрямовані на розробку:

- Протезів з активним керуванням колінним суглобом, що забезпечують повноцінне регульоване згинання.
- Біонічних протезів, які імітують роботу природних м'язів за допомогою електроміографічного керування.
- Протезів із сенсорним зворотним зв'язком, що передають інформацію про контакт із землею у центральну нервову систему [47].

Таким чином, подальший розвиток технологій протезування спрямований на оптимізацію біомеханіки ходи, зменшення енерговитрат та покращення стабільності, що значно підвищить якість життя пацієнтів із трансфеморальною ампутацією.

### **1.3. Сучасні методи фізичної терапії осіб з ампутаціями та їх ефективність**

ФТ є ключовим компонентом реабілітації пацієнтів після трансфеморальної ампутації, оскільки допомагає адаптуватися до змін у біомеханіці ходи, покращити функціональність залишкової кінцівки, знизити ризик вторинних ускладнень та оптимізувати використання протеза [48].

Основні цілі сучасної фізичної терапії:

1. Покращення сили та витривалості м'язів залишкового стовбура та контралатеральної кінцівки.
2. Навчання балансу та координації, щоб зменшити ризик падінь.
3. Оптимізація біомеханіки ходи та адаптація до протеза.
4. Зниження фантомного болю та профілактика контрактур.

5. Поліпшення якості життя та повернення до активної соціальної діяльності.

Сучасні методи ФТ поєднують індивідуальний підхід, використання біомеханічного аналізу та технологічні рішення, такі як електростимуляція, віртуальна реальність, біологічний зворотний зв'язок та роботизовані пристрої.

Дослідження показують, що комплексні реабілітаційні програми, які включають різні види терапії, є найбільш ефективними у відновленні ходи, покращенні балансу та загальному функціонуванні ампутантів.

Використовувався систематичний огляд наукових джерел, що стосуються:

- впливу ампутації на кінематику та біомеханіку ходи [66];
- методів реабілітації та фізичної терапії для пацієнтів із трансфеморальною ампутацією [67];
- доказових методів оцінки функціонального стану пацієнтів без застосування високотехнологічного обладнання [68].

Основним завданням ФТ є зміцнення м'язів, які залишилися після ампутації:

- Ізометричні вправи – скорочення м'язів без руху кінцівки.
- Динамічні вправи – використання тренувальних гумових стрічок та обтяження для активації залишкових м'язів.
- Пропріоцептивне тренування – робота над відчуттям положення кінцівки в просторі для кращого контролю рухів.

Дослідження Ülger et al. підтвердило, що систематичне тренування залишкового стовбура підвищує стабільність при ходьбі та полегшує використання протеза [49].

Баланс-терапія та координаційні вправи: навчання стійкості за допомогою платформ та балансувальних тренажерів. Динамічні вправи на нестабільній поверхні для розвитку м'язів-стабілізаторів. Вправи на рівновагу з використанням дзеркальної терапії, що допомагає зменшити фантомний біль. За даними Wong et al. [50], баланс-тренування значно знижує ризик падінь у пацієнтів з трансфеморальною ампутацією.

Навчання ходьбі з протезом: методи поліпшення симетрії ходи: використання біомеханічного аналізу та візуального зворотного зв'язку.

Тренування плавності руху: акцент на довжині кроку та часу опори. Корекція фаз ходи: усунення характерних компенсаторних механізмів (циркумдукції, нахилів тулуба). Використання відеоаналізу ходи дозволяє покращити техніку руху та скоригувати кінематичні відхилення [51].

Функціональна електростимуляція (FES) – це метод, що використовує електричні імпульси для стимуляції м'язів залишкового стовбура та здорової кінцівки і таким чином:

- Покращує активацію м'язів-стабілізаторів тазу.
- Зменшує м'язову атрофію у залишковій кінцівці.
- Сприяє кращому контролю руху під час ходьби.

Дослідження Lyons et al. [52] показало, що FES покращує стабільність тазу та зменшує потребу у компенсаторних рухах при ходьбі з протезом.

Біологічний зворотний зв'язок (Biofeedback Therapy): використання EMG-біозворотного зв'язку для навчання пацієнтів контролювати активність м'язів.

Візуальний зворотний зв'язок у реальному часі допомагає пацієнтам краще усвідомлювати правильну техніку руху. Ефективний для корекції балансу та зменшення асиметрії ходи [53].

Використання віртуальної реальності (VR-Rehabilitation). Тренування у віртуальному середовищі дозволяє:

- Відпрацьовувати навички ходьби у безпечному просторі.
- Підвищувати мотивацію пацієнтів.
- Оптимізувати корекцію біомеханіки ходи.

За даними роботи Llorens et al. [54], пацієнти, які використовували VR, демонстрували швидший прогрес у реабілітації порівняно з традиційними методами.

Дослідження показують, що найбільш ефективною є комбінована реабілітація, яка включає:

- Традиційну фізичну терапію (зміцнення м'язів, баланс, навчання ходьбі).
- Інноваційні підходи (FES, біозворотний зв'язок, VR).

Дослідження Wong et al. [60] підтвердило, що поєднання кількох методів реабілітації забезпечує найкращі результати у відновленні ходи у трансфеморальних ампутантів.

Сучасні методи фізичної терапії забезпечують значне покращення функціональності трансфеморальних ампутантів.

Комбінований підхід є найбільш ефективним. Використання інноваційних методик (VR, FES, біозворотний зв'язок) значно покращує процес реабілітації.

Аналіз наукової літератури свідчить, що трансфеморальна ампутація представляє собою не лише втрату частини нижньої кінцівки, але й комплексне структурно-функціональне перетворення всього ОРА (табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика основних видів фізичної терапії осіб з ампутаціями

<b>Метод</b>	<b>Основний ефект</b>	<b>Доказова ефективність</b>
Фізична терапія (зміцнення м'язів)	Покращує стабільність	80% пацієнтів демонструють покращення [55]
Баланс-тренування	Зменшує ризик падінь	50% зниження падінь [56]
Біозворотний зв'язок	Оптимізація ходи	30% покращення симетрії ходи [57]
Функціональна електростимуляція	Покращує активацію м'язів	25% покращення стабільності [58]
Віртуальна реальність	Збільшення мотивації	40% пришвидшення прогресу [59]

Численні дослідження підтверджують, що даний тип ампутації спричиняє суттєві зміни у біомеханіці руху, розподілі м'язового навантаження та загальному балансі тіла, що вимагає диференційованого підходу до реабілітаційних інтервенцій.

Аналіз ефективності різних реабілітаційних підходів дозволяє констатувати, що найвищу результативність демонструють комплексні програми фізичної терапії, що інтегрують як традиційні, так і інноваційні методики. Традиційні методи, що охоплюють зміцнення м'язів залишкового стовбура, баланс-терапію та навчання ходьбі з протезом, формують базис реабілітаційного процесу, проте їх ізольоване застосування не забезпечує оптимальних функціональних результатів.

Науково обґрунтовані інноваційні методики суттєво розширюють терапевтичний потенціал реабілітації.

Основними завданнями фізичної терапії у пацієнтів з ампутаціями:

1. Покращення кінематичних характеристик ходи (швидкість, симетрія, довжина кроку).
2. Оптимізація розподілу навантаження між здоровою кінцівкою та протезом.
3. Підвищення рівноваги для зменшення ризику падінь.
4. Зниження енерговитратності ходи для підвищення ефективності пересування (табл 1.2).

Таблиця 2.1 – Порівняльний аналіз параметрів ходи у здорових осіб і пацієнтів із трансфеморальною ампутацією [65].

<b>Параметр</b>	<b>Здорові особи</b>	<b>Пацієнти з ампутацією</b>
Довжина кроку (м)	0.75–0.85	0.55–0.65
Частота кроків (кроків/хв)	90–120	70–90
Швидкість ходи (м/с)	1.2–1.5	0.6–1.0

Кут нахилу тулуба (°)	5–10	15–25
Енерговитрати (%)	100	150–200

Параметри, що писані в таблиці вище підтверджують, що пацієнти з ампутацією мають знижену швидкість ходи, підвищений нахил тулуба та значно вищі енерговитрати.

Найбільш перспективними, згідно з рандомізованими контрольованими дослідженнями, є:

Функціональна електростимуляція (FES), що сприяє активації залишкових м'язових структур та мінімізує їх атрофію, що критично важливо для підтримання динамічної стабільності ходи;

Біозворотний зв'язок (Biofeedback Therapy), що забезпечує формування оптимального рухового стереотипу через системи візуальної чи аудіальної сигналізації у режимі реального часу;

Віртуальна реальність (VR-Rehabilitation), яка не лише підвищує рівень мотивації пацієнтів, але й створює безпечне середовище для відпрацювання складних рухових патернів на початкових етапах реабілітації.

Мультимодальне застосування зазначених технологій, достовірно знижує ризик падінь, оптимізує біомеханічні характеристики ходи та покращує функціональну взаємодію пацієнта з протезом.

## **Висновки до розділу 1**

Узагальнення результатів проаналізованих досліджень дозволяє сформулювати наступні ключові положення: анатомо-функціональні зміни, що виникають внаслідок трансфеморальної ампутації, є детермінуючим фактором, який визначає потенціал реабілітації та ефективність протезування.

Кінематичний аналіз ходи у пацієнтів з ампутацією стегна виявляє найбільш виражені порушення у фазах Initial Contact, Loading Response та Mid Swing, що потребує специфічних терапевтичних втручань.

Застосування мікропроцесорних колінних модулів статистично значуще покращує біомеханічні показники ходи, хоча повністю не елімінує необхідність використання компенсаторних механізмів.

Оптимальна стратегія реабілітації полягає у синергічному поєднанні традиційних та інноваційних методів ФТ, включаючи функціональну електростимуляцію, біозворотний зв'язок та віртуальну реальність.

Корекція патологічних компенсаторних механізмів є критично важливою для превенції вторинних порушень ОРА.

## **РОЗДІЛ 2**

### **МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕННЯ**

#### **2.1.Методи дослідження**

Для реалізації поставленої мети та завдань використовувалися такі методи дослідження:

- Аналіз науково-методичної літератури.
- Педагогічні методи дослідження.
- Клініко-інструментальні методи дослідження.
- Методи математичної статистики.

Методи дослідження дозволили оцінити порушення та обмеження пацієнтів на всіх рівнях (структури/функції, активності та участі) згідно з Міжнародною класифікацією функціонування (МКФ).

#### **2.1.1.Аналіз науково-методичної літератури**

В процесі дослідження були вивчені вітчизняні, сучасні та іноземні літературні джерела, присвячені вивченню клінічних особливостей фізичної терапії при ампутаціях кінцівок, застосування протезів і інших засобів на позбавлення пацієнтів від даного захворювання, принципів використання засобів фізичної терапії в умовах медичних закладів. Результати вивчення спеціальних науково-методичних і документальних матеріалів дозволили отримати уявлення про стан досліджуваного питання, узагальнити дані, які стосуються відновлювальної терапії при трансфеморальній ампутації, підібрати адекватні методи лікування. В процесі роботи над магістерською роботою був проведений аналіз 79 джерел наукової і спеціальної літератури. В процесі вивчення літературних джерел була встановлена мета роботи, визначені об'єкт, предмет та завдання дослідження. Огляд літератури є доцільним при вивченні впливу методів та засобів фізичної терапії на організм осіб з ампутаціями.

Крім того були визначені сучасні тенденції в розвитку реабілітаційних технологій та намічені шляхи для їх реалізації. Виходячи з чого, прагнення оптимізувати систему реабілітаційних заходів для підвищення ефективності відновного процесу у осіб з трансфеморальними ампутаціями цілком логічно.

### **2.1.2. Педагогічні методи дослідження**

Педагогічні спостереження являють собою планомірний аналіз і оцінку індивідуального методу організації відновного процесу без втручання дослідника в ході цього процесу.

Об'єктами педагогічних спостережень були наступні:

1. Застосування засобів ФТ у процесі ФР осіб із трансфеморальними ампутаціями.
2. Характер рухової активності між виконанням окремих фізичних вправ в реабілітаційному закладі та під час тренування.

За формою, виконувані нами спостереження були невиключені, ми при проведенні спостереження не брали особистої участі в заняттях, а були лише свідками того, що відбувається.

За ступенем обізнаності осіб, що займаються про те, що за ними здійснюється спостереження, ми проводили приховане спостереження.

За часовою ознакою спостереження було безперервним, тобто проводилося протягом усього заняття фізичними вправами в залі і в басейні. Всього було проведено 15 спостережень за пацієнтами.

Клінічне спостереження дозволяло оцінити ходу пацієнта в умовах реабілітаційного центру. Основні аспекти спостереження включали:

- Симетрію ходи (оцінка довжини та частоти кроку);
- Стабільність під час фази стояння (аналіз ризику падінь);
- Контроль положення тулуба та кульшового суглоба під час ходьби;
- Наявність допоміжних рухів (нахил тулуба, асиметричне навантаження на здорову кінцівку) [72].

У роботі використовували метод педагогічного експерименту - процес виявлення переваг одних програм фізіотерапевтичного втручання щодо інших. Метою педагогічного експерименту в цій роботі було підвищення ефективності реабілітаційних заходів.

Для вирішення поставлених завдань застосовували: паралельний експеримент - порівняння двох груп обстежуваних (контрольна і основна); послідовний - перевірка нововведень на контрольній групі обстежуваних.

### **2.1.3.Клініко-інструментальні методи дослідження**

При проведенні аналізу медичних карт пацієнтів ми склали для себе повне уявлення про пацієнта: стать, вік, характер трудової діяльності та рівень повсякденної активності, що переважають і другорядні скарги, діагноз пацієнта, супутні захворювання.

У медичній карті було відзначено стан пацієнта на момент проведення діагностики: особливості дихання, роботи серцево-судинної системи, стан окремих ланок ОРА. Антропометричні дані: зріст, вага.

Стан ОРА: наявність або відсутність порушень постави, гіпертонусу різних м'язових груп, ригідність зв'язкового апарату хребта і суглобів.

Після отримання цих даних було визначено набір вправ.

Всі клінічні методи дослідження, які використовувались в ході роботи були нами поділені на певні групи (табл. 2.1).

Гоніометрія. Призначення: Визначення амплітуди рухів у кульшовому суглобі та залишковій кінцівці. Оцінка контрактур та їх змін після фізичної терапії [73].

Основні параметри: Максимальний кут згинання та розгинання кульшового суглоба. Динаміка покращення рухливості після реабілітації.

Таблиця 2.1 – Основні клініко-інструментальні методи дослідження

Метод	Опис	Основне застосування
<b>Гоніометрія</b>	Вимірювання обсягу рухів у суглобах	Оцінка мобільності та контрактур
<b>Електроміографія (ЕМГ)</b>	Аналіз активності м'язів під час руху	Оцінка ефективності фізичної терапії
<b>Prosthetic Observational Gait Scale (POGS)</b>	Оцінка ходи у пацієнтів із протезами	Визначення якості ходи, стабільності, контролю протеза
<b>6-хвилинний тест ходьби (6MWT)</b>	Визначення витривалості	Оцінка функціональної мобільності
<b>Timed Up and Go (TUG)</b>	Оцінка рівноваги	Визначення ризику падінь та рівноваги

Гоніометрія — проводиться за допомогою гоніометра. Одна бранша кутоміру встановлюється на вісі проксимальної частини суглоба, а друга — паралельно його дистальній частині. Вісь суглоба повинна співпадати з віссю шарніра. Облік величини рухомості в суглобі здійснюють із вихідного 13 положення, відомого як анатомічне чи нейтральне. Для більшості суглобів у вихідному положенні повздовж вісі сегментів кінцівок формують пряму повздовжню лінію при вертикальному вільному положенні тіла. Використовувався простий гоніометр із довгою ручкою зі шкалою 360°

1. Визначення обсягів підтягування стегнової кістки до грудної клітини (флексія) пацієнтом та фахівцем, пацієнт лежить на спині на столі. В нормі результат становить 130°-140°.

2. Визначення обсягів відведення (абдукція) прямої ноги латерально, пацієнт лежить на спині. В нормі результат становить 30°-45°.

3. Визначення обсягів приведення (аддукція) прямої ноги медіально, пацієнт лежить на спині. В нормі результат становить 20°-30°.

4. Визначення обсягів зовнішньої ротації в положенні лежачи на спині, стегно зігнуте по відношенню до тулуба на  $90^\circ$ , коліно зігнуте також на  $90^\circ$ . В нормі результат становить  $30^\circ$ - $45^\circ$ .

5. Визначення обсягів внутрішньої ротація в положенні лежачи на спині, стегно зігнуте по відношенню до тулуба на  $90^\circ$ , коліно зігнуте також на  $90^\circ$ . В нормі результат становить  $40^\circ$ - $50^\circ$ .

Електроміографія (ЕМГ). Призначення: Визначення рівня м'язової активності під час ходи. Оцінка роботи м'язів-стабілізаторів та компенсаторних механізмів. Основні м'язові групи, що аналізувалися:

*M. gluteus maximus* (контроль стабільності тазу).

*M. quadriceps femoris* (розгинання протезованої кінцівки).

*M. hamstrings* (контроль амортизації під час фази стояння) [74].

Електроміографія (ЕМГ) є методом реєстрації електричної активності м'язів у стані спокою та під час скорочення. У контексті трансфеморальної ампутації, ЕМГ дозволяє оцінити залишкову активність основних стабілізаторів тазу та м'язів-контролерів кульшового суглоба, зокрема *m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius*, *m. tensor fasciae latae*, *m. rectus femoris* та *m. adductor magnus* [].

Поверхнева ЕМГ (sEMG) є найбільш поширеним методом у клінічній практиці. Вона є неінвазивною, забезпечує швидку реєстрацію сигналів та дозволяє проводити динамічний аналіз м'язової активації під час функціональних завдань, таких як ходьба, підйом зі стільця, тренування балансу [].

Використання ЕМГ у фізичній терапії дозволяє:

- виявити м'язову слабкість або гіперактивність;
- визначити асиметрію м'язової активації;
- оцінити ефективність реабілітаційних втручань у динаміці;
- обґрунтувати використання нейром'язової електростимуляції або біологічного зворотного зв'язку [].

Сигнали ЕМГ аналізуються за допомогою параметрів: середня амплітуда (RMS), максимальна амплітуда, частота спалахів (burst frequency), латентність

активації та час до пікової активації []. Дослідження вказують, що у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією частіше спостерігається зниження симетрії активації м'язів тазу під час фази опори, що пов'язано з втратою стабілізуючої ролі ампутованої кінцівки [].

Prosthetic Observational Gait Scale (POGS). Призначення: Клінічна оцінка якості ходи у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією. Аналіз контролю протеза, симетрії кроків та стабільності під час ходи [75].

Prosthetic Observational Gait Scale (POGS) – це стандартизована шкала для оцінки ходи пацієнтів із протезами нижніх кінцівок. Вона була розроблена для клінічного використання з метою візуального аналізу та кількісної оцінки основних кінематичних параметрів під час ходьби.

POGS включає 8 основних компонентів:

1. Контакт п'яти з опорою – оцінюється правильність ініціації кроку.
2. Контроль у фазі опори – аналіз стабільності під час фази середньої опори.
3. Контроль коліна у фазі опори – перевіряється надмірне згинання або розгинання коліна.
4. Контроль тазу у фронтальній площині – оцінка рухів тазу під час кроку.
5. Контроль тулуба – аналіз компенсаторних рухів тулуба.
6. Контроль під час переносу кінцівки – плавність та координація руху в фазі переносу.
7. Рівномірність довжини кроку – порівняння довжини кроків протезованої та непошкодженої кінцівок.

8. Рівновага під час ходьби – аналіз загальної стабільності пацієнта.

Кожен параметр оцінюється за 3-бальною шкалою:

0 – серйозне порушення.

1 – помірне порушення.

2 – нормальний рух або мінімальні відхилення.

Загальна сума балів дозволяє визначити якість ходи та рівень функціональної адаптації пацієнта до протезу.

Інтерпретація підсумкового балу POGS:

0–5 балів – Сильні порушення: виражена нестабільність у фазах опори та переносу, виражені компенсаторні рухи тулуба (наприклад, нахили вбік або назад), нерівномірна довжина кроків, погана координація рухів, високий ризик падінь. Вимагає значного коригування реабілітаційної програми та/або підбору кращого протеза.

6–10 балів – Помірні порушення: пацієнт може пересуватися без допомоги, але з явними компенсаціями (наприклад, надмірний нахил тулуба вперед або вбік), незначна асиметрія довжини кроку, контроль тазу та коліна знижений, але пацієнт може адаптуватися до ситуації, можливо, потрібні додаткові вправи для покращення стабільності та балансу.

11–14 балів – Мінімальні порушення: легкі порушення координації, можлива незначна асиметрія кроку, контроль тазу, коліна та тулуба майже в нормі, пацієнт адаптувався до протеза, але ще може мати мінімальні труднощі на складних поверхнях або під час швидкої ходьби.

15–16 балів – Нормальна або майже нормальна хода: відсутність значних компенсаторних рухів, хороший баланс, контроль коліна та тазу, рівномірний крок, плавний перехід між фазами опори та переносу. Пацієнт добре адаптований до протеза, функціональна мобільність майже така ж, як у людей без ампутації.

6-хвилинний тест ходьби (6MWT) – визначає загальну витривалість та рівень мобільності пацієнта [69].

6MWT – це субмаксимальний тест фізичної витривалості, що використовується для оцінки функціональних можливостей пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату, серцево-судинної та дихальної систем. Він широко застосовується в реабілітації осіб після ампутації нижніх кінцівок для оцінки їхньої мобільності та толерантності до фізичного навантаження. Пацієнт ходить по прямому коридору або рівній поверхні довжиною 30 метрів (або іншої фіксованої дистанції з відповідною розміткою). Випробування триває 6 хвилин, протягом яких пацієнт має пройти максимальну можливу відстань у своєму темпі.

Ключовий показник: загальна пройдена дистанція (в метрах).  
Інтерпретація для пацієнтів із трансфеморальною ампутацією:

>350 м – Хороший функціональний рівень, пацієнт адаптований до протеза, має достатній рівень аеробної витривалості, може самостійно пересуватися без значних обмежень.

200–350 м – Помірні обмеження, пацієнт може ходити, але швидко втомлюється, вимагає додаткових тренувань для підвищення витривалості, може використовувати допоміжні засоби (наприклад, палицю).

<200 м – Важкі порушення мобільності, обмежена толерантність до фізичних навантажень, висока залежність від сторонньої допомоги, може свідчити про недостатню адаптацію до протеза або наявність супутніх захворювань.

Тест «Встань та йди» (Timed Up and Go (TUG)) – тест для оцінки динамічної рівноваги, координації та ризику падінь [70].

TUG – це функціональний тест на мобільність, що оцінює швидкість, баланс, силу м'язів нижніх кінцівок та координацію рухів. Він широко використовується для аналізу рухових можливостей пацієнтів після ампутації нижньої кінцівки, зокрема осіб із трансфеморальним протезуванням.

Процедура проведення: пацієнт сидить на стільці зі спинкою (висота сидіння ~46 см), стопи стоять на підлозі, руки можуть бути на підлокітниках або на колінах. За командою пацієнт має встати зі стільця, пройти 3 метри, розвернутися, повернутися назад і знову сісти. Тест виконується у звичному для пацієнта темпі (без поспіху, але й без надмірної затримки).

Дозволені варіанти: пацієнт може використовувати протез, тростину або інший допоміжний засіб. Виконують три спроби, і за результат беруть найкращий час. Час вимірюється від моменту, коли пацієнт піднімається зі стільця, до моменту, коли він знову сідає.

### 2.1.4.Методи математичної статистики

Зібрані у процесі експериментального дослідження дані були піддані математично-статистичній обробці з метою виявлення закономірностей у зміні біомеханічних та кінематичних параметрів ходи після фізичної терапії. Використання статистичних методів дозволило кількісно оцінити ефективність запропонованих реабілітаційних заходів та визначити, наскільки значущими є отримані результати. Математичне опрацювання цифрових даних, отриманих в ході науково-пошукової роботи проводилось методами варіаційної статистики: методу середніх величин, вибіркового методу обчислення:

- середньої арифметичної величини ( $\bar{X}$ );
- середнього квадратичного відхилення ( $\delta$ );
- коефіцієнта варіації ( $C$ );
- середньої похибки середньої величини ( $m$ );
- коефіцієнта вірогідності (критерію Стьюдента -  $t$ );
- рівня статистичної значущості ( $p$ );

Середню арифметичну величину ми розраховували з метою узагальнення кількісної ознаки в сукупності, середнє квадратичне - для характеристики коливання (мінливості) ознак досліджуваної сукупності, чим більша величина середнього квадратичного відхилення, тим більша ступінь різноманітності ознак сукупності та менш типова середня арифметична величина.

Для оцінки вірогідності результатів дослідження та для з'ясування ефективності запропонованої концептуальної основи фізичної терапії були проведені розрахунки середньої похибки середньої величини, а для підтвердження вірогідності різниці між одержаними величинами на початку і наприкінці дослідження, ми розраховували коефіцієнт вірогідності -  $t$ - критерій Стьюдента,  $F$ -критерій Фішера. Отримані дані порівнювали з табличним значенням ( $p < 0,05$ ).

Перед виконанням основного аналізу було проведено перевірку нормальності розподілу змінних за допомогою критерію Шапіро-Вілка. Цей критерій використовується для визначення, чи мають отримані дані нормальний

розподіл, що є необхідною умовою для застосування параметричних статистичних методів [83].

Кореляційний аналіз (коефіцієнт Пірсона) використовувався для оцінки взаємозв'язків між змінами у кінематиці ходи та ефективністю фізичної терапії.

Всі дані опрацьовувались вручну на калькуляторі та на персональному комп'ютері із використанням пакетів стандартних програм Windows XP, Excel.

## 2.2. Організація дослідження

Дослідження проводилося протягом 2023 – 2025 років, на базі реабілітаційного центру «Protez Foundation» (м. Київ). До дослідження було залучено 30 пацієнтів із трансфеморальною ампутацією, які використовують протези нижньої кінцівки. Критерії включення та виключення наведені у таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Критерії включення та виключення учасників дослідження

<b>Критерії включення</b>	<b>Критерії виключення</b>
Пацієнти віком 18–65 років	Наявність тяжких супутніх захворювань (наприклад, неконтрольований цукровий діабет)
Первинна трансфеморальна ампутація	Виражені когнітивні порушення
Використання протеза не менше 6 місяців	Виражений больовий синдром, що обмежує рухливість
Можливість самостійного пересування	Протипоказання до фізичної терапії

Пацієнти були випадковим чином розподілені на дві групи: основна група (ОГ) – 15 пацієнтів, які проходили комплексну фізичну терапію з акцентом на

корекцію біомеханічних параметрів ходи. Контрольна група (КГ) – 15 пацієнтів, які отримували стандартну фізичну терапію без акценту на кінематичні особливості руху.

Особи, що приймали участь у дослідженні, були ознайомлені із завданнями та основними положеннями дослідження та підписали інформовану форму згоди. Дослідження контингенту здійснювались з дотриманням міжнародних принципів Гельсінської декларації Всесвітньої медичної асоціації [80], та відповідно до Закону України «Основи законодавства України про охорону здоров'я» [1] щодо етичних норм і правил проведення медичних досліджень за участю людини.

Дослідження є порівняльним експериментальним дослідженням, яке проводилося у реабілітаційному центрі протягом 12 тижнів. Дослідження проводили до і після курсу відновного лікування.

Дослідження проводили в чотири етапи:

На першому етапі (жовтень – листопад 2023 р.) був проведений аналіз сучасних літературних джерел вітчизняних і закордонних авторів з проблеми застосування заходів ФТ у пацієнтів з трансфеморальною ампутацією. Вивчено науково-теоретичні і методичні аспекти фізичної терапії таких хворих, що дозволило оцінити загальний стан досліджуваного питання, сформулювати мету, об'єкт і предмет, завдання, підбрати адекватні методи дослідження.

На другому етапі (грудень 2023 р. – лютий 2024 р.) були опановані адекватні цілям і завданням роботи клінічні методи оцінки стану хворих. Погоджено терміни проведення клінічних досліджень, визначено і проаналізовано вихідні показники клініко-функціонального стану пацієнтів з трансфеморальною ампутацією.

На третьому етапі (березень-серпень 2024 р.) були проведені попередні дослідження й отримані матеріали, що дозволяли обґрунтувати програми та алгоритм застосування заходів ФТ для тематичних пацієнтів. Написано першу частину 3го розділу кваліфікаційної роботи.

На четвертому етапі (вересень-2024-квітень 2025 р.) були завершені

дослідження, визначена ефективність втручання фізичної терапії, проведені аналіз, інтерпретація і узагальнення отриманих результатів, їх обробка методами математичної статистики, завершено написання третього розділу та висновків, здійснене оформлення кваліфікаційної роботи.

Експеримент складався з трьох основних етапів:

Попередня оцінка (початковий етап): визначення вихідних параметрів ходи та функціонального стану пацієнтів, виконання тестування за допомогою Timed Up and Go (TUG), 6-хвилинного тесту ходьби (6MWT) та Prosthetic Observational Gait Scale (POGS) [78], оцінка м'язової активності за допомогою ЕМГ та мобільності кульшового суглоба за допомогою гоніометрії.

Реабілітаційний період (основний етап, 12 тижнів): пацієнти ОГ виконували програму, що включала кінезіотерапію, вправи на рівновагу та біомеханічну корекцію ходи. Пацієнти КГ проходили звичайний курс фізичної терапії без додаткової уваги до біомеханіки ходи.

Підсумкова оцінка (фінальний етап): повторне функціональне тестування та порівняння результатів із початковими показниками. Аналіз змін у біомеханіці ходи та ефективності реабілітаційних заходів. Оцінювання результатів здійснювалося за допомогою клінічних та функціональних методів, які є доказовими у сфері реабілітації пацієнтів із протезами нижніх кінцівок.

За матеріалами кваліфікаційної роботи опубліковані тези [2].

## РОЗДІЛ 3

### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

#### **3.1. Алгоритм фізичної терапії пацієнтів з трансфеморальною ампутацією**

Процес фізичної реабілітації після трансфеморальної ампутації пов'язаний із необхідністю адаптації до нових кінематичних та біомеханічних умов руху. Втручання у функціональну анатомію нижньої кінцівки впливає на розподіл навантаження, симетрію кроку, контроль балансу та енерговитратність ходи. Аналіз біомеханічних параметрів дозволяє оцінити ефективність застосованих реабілітаційних методик та визначити ступінь адаптації пацієнтів до протезування [86].

Основними показниками аналізу ходи є:

1. Кінематичні параметри: довжина та частота кроку, нахил тулуба.
2. Кінетичні параметри: розподіл навантаження між кінцівками.
3. Енергетичні характеристики: рівень енерговитрат.

З огляду на отримані результати було проведено порівняння біомеханічних характеристик ходи у пацієнтів основної (ОГ) та контрольної (КГ) груп до та після фізичної терапії.

Кінематичні параметри є важливим показником ефективності реабілітації, оскільки вони відображають динаміку зміни рухової активності та адаптації до протезування.

Індивідуалізований алгоритм фізичної терапії для пацієнтів із трансфеморальною ампутацією ґрунтується на поетапному застосуванні доказово-обґрунтованих втручань, з урахуванням біомеханічних, нейрофізіологічних та психоемоційних особливостей кожного пацієнта. Основу алгоритму становить поступове відновлення рухових функцій, стабільності таза, м'язового контролю і ефективності ходи (табл. 3.1).

Таблиця 3.1 – Алгоритм фізичної терапії пацієнтів з трансфеморальною ампутацією

Етап	Мета етапу	Основні методи	Інструменти	Критерії оцінки ефективності
1. Первинна оцінка	Виявлення функціональних порушень	ЕМГ, гоніометрія, 6MWT, TUG, ROGS, МКФ, спостереження	sEMG, клінічні тести, бланки МКФ	Базові показники функціонального стану
2. Формування цілей	Створення індивідуального плану	SMART-формулювання, аналіз результатів	Дані оцінки, МКФ, клінічне інтерв'ю	Повнота та обґрунтованість цілей
3. Реалізація втручання	Впровадження терапевтичного плану	Фізичні вправи, фасилітація, біофідбек, тренування балансу	Дзеркала, платформи, біофідбек, зворотній зв'язок	Проміжна оцінка після 2 тижнів
4. Контроль та корекція	Перевірка досягнутих результатів	Повторне тестування, адаптація втручання	Ті ж інструменти, протоколи оцінки	Динаміка показників, досягнення функціональних цілей

Алгоритм умовно поділяється на чотири взаємопов'язані етапи:

1. Первинна оцінка функціонального стану.
2. Формування індивідуального плану терапії.
3. Реалізація комплексу фізичної терапії.
4. Оцінка динаміки та корекція втручання.

Етап 1: Первинна оцінка функціонального стану

Мета — комплексне виявлення функціональних порушень на основі клініко-інструментальних та функціональних методів дослідження. Застосовуються:

- поверхнева електроміографія (ЕМГ) для виявлення порушень м'язової активації;
- гоніометрія для оцінки амплітуди рухів у тазостегновому суглобі;
- 6-хвилинний тест ходьби (6MWT), тест «встати і йти» (TUG), шкала POGS для аналізу ефективності ходьби;
- оцінка за компонентами МКФ (функції, активність, участь);
- педагогічне спостереження за мотивацією, поведінковими реакціями, рівнем участі.

#### Етап 2: Формування індивідуального плану

На основі результатів оцінки формулюються SMART-цілі фізичної терапії, які поділяються на коротко- (2–3 тижні) та довгострокові (6–8 тижнів):

- відновлення симетричного контролю положення тіла;
- активація стабілізаторів таза (*gluteus medius*, *gluteus maximus*);
- збільшення обсягу згинання в тазостегновому суглобі;
- подолання асиметрії навантаження в положенні стоячи;
- покращення якості ходи за шкалою POGS.

План терапії складається міждисциплінарною командою з урахуванням функціонального рівня пацієнта (за шкалою K-level), ступеня компенсації та потенціалу до навчання.

#### Етап 3: Реалізація фізичної терапії

Фізична терапія поділяється на щоденні індивідуальні та групові заняття. Основні компоненти втручання:

- нейром'язова активація: ізометричні вправи на *m. gluteus medius*, ізольована фасилітація *gluteus maximus*;
- сенсомоторна стабілізація: вправи на координацію, стабільність таза, контроль перенесення ваги (дзеркальна терапія, біофідбек);
- розвиток функціонального обсягу рухів: мобілізаційні техніки і активна розробка ROM згинання;
- моторне навчання: навчання компонентам симетричної ходьби з протезом у повільному темпі, з акцентом на фазу перенесення і фазу опори;

- баланс-тренування: вправи на нестабільних поверхнях з контролем активації м'язів за ЕМГ.

Інтенсивність терапії регулюється відповідно до динаміки функціональних змін, толерантності до навантаження та реакції з боку вегетативної нервової системи.

#### Етап 4: Контроль результатів та корекція

Через 2–3 тижні повторюється оцінка ЕМГ, гоніометрії, функціональних тестів та педагогічного спостереження. Визначається рівень досягнення проміжних цілей, проводиться корекція плану втручання. Наприклад, при недостатній активності *gluteus medius* — додаткове застосування електростимуляції або розширення блоку стабілізаційних вправ.

Протезний етап у ФТ осіб із трансфemorальною ампутацією є надзвичайно важливим, оскільки саме в цей період відбувається інтеграція протеза як функціонального компонента тіла пацієнта. Успішне оволодіння навичками ходьби, орієнтованої на відновлення участі та активності, базується на поступовому формуванні симетричних рухових патернів, відновленні балансу, зниженні енергетичних затрат та профілактиці ризику падінь. Протезний етап не є завершенням реабілітації — це її кульмінаційна фаза, у якій фізична терапія виступає основним механізмом навчання нового функціонального стилю життя.

На відміну від попередніх етапів втручання, тут вирішальну роль відіграє моторне перенавчання з використанням багаторівневого сенсомоторного стимулювання та біофідбеку, корекція ходьби в 8 фазах, оптимізація біомеханіки тазу та збереження контролю над залишковою кінцівкою. Кожен із цих аспектів має бути охоплений структурованим, доказовим та індивідуалізованим алгоритмом фізичної терапії, адаптованим до реального стану пацієнта.

На основі отриманих даних було сформовано структурований алгоритм фізичної терапії, що складається з чотирьох фаз:

Адаптаційна фаза (1–2 тиждень): формування толерантності до вертикального навантаження, ізометричне тренування м'язів тазу.

Фаза переносу ваги (3–5 тиждень): сенсомоторне тренування, активація залишкових м'язів, робота з рівновагою.

Функціональна фаза (6–8 тиждень): тренування ходьби в різних умовах, POGS-корекція фаз, відновлення симетрії.

Інтеграційна фаза (9–12 тиждень): побутова адаптація, когнітивно-моторні подвійні завдання, стабілізація до повного навантаження.

Побудова алгоритму базується на концепції МКФ, що дозволяє врахувати не лише структури та функції організму, а й соціальну участь, емоційні чинники, бар'єри середовища. Кожна фаза включає SMART-цілі, вибір відповідних вправ та критерії переходу до наступного етапу.

Таким чином, протезний етап ФТ не є універсальним шаблоном, а цілісним адаптивним процесом, що базується на функціональному профілі пацієнта та об'єктивних клінічних індикаторах, що дає змогу забезпечити максимально ефективно повернення до активного способу життя.

Адаптаційна фаза є стартовою фазою фізичної терапії після первинної стабілізації стану пацієнта, коли завершено процес муляжування та виконано первинну примірku функціонального протеза. Основна мета цієї фази — підготувати пацієнта до подальшої активної участі в процесі фізичного тренування через відновлення толерантності до вертикалізації, нормалізацію тонусу основних стабілізаторів тазу, покращення пропріоцепції та впровадження первинного контролю залишкової кінцівки.

У пацієнтів з трансфеморальною ампутацією вже у перші дні використання протеза спостерігається компенсаторна гіперактивація м'язів поперек, асиметрія положення таза та знижена активність *m. gluteus medius*, що суттєво впливає на баланс і сприяє розвитку вторинних порушень постави. Тому саме на адаптаційному етапі особливу увагу приділяють ізометричним вправам для тазового стабілізаційного комплексу, відновленню сенсомоторного зворотного зв'язку та роботі з вертикальним навантаженням через систему протез–залишкова кінцівка.

**SMART-цілі адаптаційної фази (1–2 тиждень):** досягти стійкої активації *m. gluteus medius* на стороні протеза, збільшивши її амплітуду з  $0,59 \pm 0,1$  мВ до  $\geq 0,65$  мВ за даними ЕМГ, що є досяжним за умов щоденного тренування з біофідбеком не менше 5 разів на тиждень, оскільки саме цей м'яз є ключовим стабілізатором таза при стоянні; термін виконання — до 14 днів від початку втручання.

Зменшити час виконання тесту Timed Up and Go з  $13,8 \pm 1,7$  сек до  $\leq 12,8$  сек, шляхом покращення контролю рівноваги і навичок вертикалізації за допомогою вправ на пропріоцепцію та стабілізацію, оскільки це безпосередньо знижує ризик падінь; ціль має бути досягнута протягом першого двотижневого періоду.

Забезпечити утримання стійкого положення тіла на протезованій нозі протягом  $\geq 30$  секунд без зовнішньої підтримки, за умови щоденної практики ізометричних вправ і дзеркального контролю, що сприятиме формуванню впевненості у пацієнта та адаптації до вертикального навантаження; термін — до завершення адаптаційної фази (табл. 3.2).

Фізична терапія проводилася індивідуально з дозованим збільшенням навантаження щоденно. Кожен пацієнт проходив 5–6 занять на тиждень по 45 хвилин. Вправи супроводжувалися словесною інструкцією та візуальним зворотним зв'язком. Пацієнти також отримували інструкції для самостійного тренування в домашніх умовах.

#### **Критерії переходу до наступної фази:**

- Пацієнт утримує рівновагу на протезованій нозі  $>30$  секунд.
- Стабільна активація *gluteus medius*  $>0,65$  мВ (за ЕМГ).
- Зниження часу TUG на  $\geq 1$  секунду.
- Відсутність компенсаторного нахилу тулуба при стоянні (за POGS).

Таким чином, адаптаційна фаза закладає основу для формування безпечної та симетричної постави, забезпечує первинний контроль протеза, стабілізує тазовий комплекс та підвищує нейром'язову взаємодію між залишковою

кінцівкою та центральною нервовою системою. Її успішне проходження є передумовою для ефективного просування до фази переносу ваги.

Таблиця 3.2 – Засоби фізичної терапії адаптаційної фази

Засіб	Опис
Ізометричні вправи в положенні стоячи	Напруження <i>m. gluteus maximus</i> на стороні протеза з утриманням 5–7 сек, по 3 підходи щоденно.
Вправи з біофідбеком (ЕМГ-БОС)	Використовували для навчання активації <i>gluteus medius</i> з візуальним контролем активації — 10 хв/сесія.
Мобілізаційні вправи в сагітальній площині	Перенос маси тіла з ноги на ногу із контролем у дзеркалі — 10–15 хв.
Проприоцептивне тренування	Стояння з заплющеними очима на стабільній і нестабільній опорі, тренажери типу Airex.
М'якотканинні техніки	Міофасціальне розслаблення грушоподібного м'яза та квадратного м'яза попереку для усунення асиметрії таза.
Гімнастика у положенні сидючи	Динамічні скорочення залишкової кінцівки, ідеомоторні скорочення, ізометричні напруження м'язів.

Фаза переносу ваги на протезовану кінцівку — ключовий етап у відновленні симетрії та ефективності ходи у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією. Вона передбачає формування довіри до протезу, стабілізацію тазу в фронтальній площині та оптимізацію фаз mid-stance і terminal stance під час опори. У цій фазі пацієнти потребують активації глибокої стабілізації корпусу та глутеального комплексу, що відображається у відповідних показниках ЕМГ і POGS.

Відомо, що недостатній перенос ваги на протезовану сторону значно підвищує ризик падінь і формує компенсаторну ходу з надмірною ротацією тулуба та нахилом таза. Саме тому метою цього етапу є нормалізація центру маси пацієнта в положенні стоячи та під час динамічного кроку, а також стабілізація положення тулуба (табл. 3.3).

### **SMART-цілі фази переносу ваги (3–5 тиждень):**

**1. Досягти симетричного переносу маси тіла в положенні стоячи,** що підтверджується покращенням оцінки POGS у фазі mid-stance на  $\geq 3$  бали, через впровадження дзеркального контролю і вправ на перенос ваги 6 разів/тиждень, що дозволить знизити функціональну асиметрію тулуба під час ходи; термін — до кінця 5-го тижня.

**2. Забезпечити стабільну активацію gluteus medius  $\geq 0,70$  мВ** на стороні протеза в момент переносу ваги (за ЕМГ), шляхом включення вправ на фронтальну стабільність і крокові випадки, оскільки m. gluteus medius є ключовим м'язом при стабілізації таза в фазі mid-stance; термін досягнення — 21 день.

**3. Підвищити тривалість одноопорної фази ходи на протезованій нозі до  $\geq 0,8$  сек** без хитань, за рахунок сенсомоторного тренування і вправ з нестабільною опорою, що покращує якість mid-stance та terminal stance, знижуючи ризик падінь; термін виконання — до завершення 5-го тижня.

### **Критерії переходу до наступної фази:**

- ЕМГ-показник gluteus medius  $\geq 0,70$  мВ.
- Покращення на  $\geq 3$  бали у фазі mid-stance (за шкалою POGS).
- Утримання рівноваги на протезованій нозі  $\geq 0,8$  секунди.

- Відсутність бокового нахилу тулуба при стоянні та кроці.
- Пацієнт виконує перенос маси без візуальної підтримки або сторонньої допомоги.

Таблиця 3.3 – Засоби фізичної терапії фази переносу ваги

Вправа	Мета	Дозування
Перенос ваги з боку в бік (перед дзеркалом)	Контроль симетрії таза	3 підходи по 30 сек, щоденно
Стояння на нестабільній поверхні (Airex, BOSU)	Пропріоцепція, баланс	3×30 сек, 5 днів/тиждень
Крок вперед-назад з затримкою	Стабілізація тулуба, контроль фази mid-stance	2×12 повторень, через день
Випади вперед з опорою на протез	Активація gluteus medius, довіра до протеза	2×10 повторень, через день
Похилий майданчик (вперед-назад)	Тренування переносу ваги у фазах terminal stance	5 хвилин, 3 рази/тиждень

**Фаза стабілізації тулуба у фазі опори (6–7 тиждень).** Ця фаза передбачає цілеспрямовану роботу над контролем положення тулуба та тазу у фазах mid-stance, terminal stance і pre-swing, що є критично важливим для формування стабільного, енергоефективного патерну ходьби у пацієнтів з трансфеморальною

ампутацією. Саме на цьому етапі пацієнт починає подовжувати крок, формує симетрію часу опори та вчиться ефективно залучати м'язи-стабілізатори тулуба.

Порушення стабілізації тулуба часто проявляється компенсаторними нахилами у фронтальній площині та порушенням ротаційного контролю в попереку, що призводить до перенапруження квадратного м'яза попереку, дисбалансу в лопатково-тазовому поєднанні та зростання енергозатрат. Саме тому цілі фази зосереджені на тренуванні активного контролю під час руху (табл 3.4).

***SMART-цілі фази стабілізації тулуба (6–7 тиждень):***

1. **Зменшити боковий нахил тулуба при фазі опори до  $\leq 5^\circ$** , що підтверджується відеоаналізом і візуальною оцінкою за шкалою POGS, через виконання вправ на активацію м'язів-стабілізаторів тулуба, оскільки стабільний тулуб є передумовою енергоефективної ходьби; термін реалізації — 7 тиждень від початку терапії.

2. **Досягти активації *m. obliquus externus abdominis*  $\geq 0,45$  мВ** при фазі mid-stance, шляхом впровадження стабілізаційних вправ у вертикальному положенні з акцентом на корпус, що зменшить функціональний перекіс тазу; термін — 14 днів.

3. **Збільшити дистанцію в 6-хвилинному тесті ходьби на  $\geq 10\%$  від попереднього значення**, шляхом формування стабільного патерну корпусу, зменшення компенсаторних рухів і підвищення постурального контролю, оскільки це є показником зниження енергозатратності ходи; термін — 1 тиждень.

Таблиця 3.4 – Засоби фізичної терапії фази стабілізації тулуба

Вправа	Мета	Дозування
Статичне утримання тулуба з протилежним рухом руки/ноги (антиконтроль)	Формування стабільності корпусу	3×30 сек, щоденно

<b>Планка з опорою на м'яч (або нестабільну поверхню)</b>	Активація глибоких стабілізаторів	3×20 сек, 5 днів/тиждень
<b>Крок з упором руками в стіну</b>	Тренування антиобертального контролю	3×10 повторень
<b>М'який twist корпусу під час ходьби</b>	Керована ротація тулуба в фазі опори	2×12 повторень, з контролем у дзеркалі
<b>"Крос-крок" з паузою</b>	Програмування стабілізаційного моменту mid-stance	2×10 кроків, щоденно

***Критерії переходу до наступної фази:***

- Боковий нахил тулуба у фазі mid-stance не перевищує 5° (за відеоаналізом або POGS).
- Активація косих м'язів живота  $\geq 0,45$  мВ (ЕМГ).
- Дистанція у 6MWT зросла щонайменше на 10% у порівнянні з попереднім етапом.
- Пацієнт виконує стабілізаційні вправи без візуального або зовнішнього контролю.
- Відсутність хитань корпусу при перенесенні ваги вперед і назад.

**Функціональна ходьба та симетрія кроку (8–9 тиждень).** На цьому етапі фізичної терапії відбувається активне вдосконалення динамічного патерну ходи, зокрема — симетризація фази опори й переносу, вирівнювання кроку, подовження часу одноопорної підтримки на стороні протеза та формування плавного переходу між фазами. Акцент зміщується на інтеграцію візуального, пропріоцептивного та вестибулярного контролю у контексті повсякденного пересування.

Характерними помилками на цьому етапі є передчасне відштовхування, короткий час контакту протеза з опорою та надмірна швидкість фази переносу, що компенсується підвищеним напруженням тулуба. Пацієнти потребують відпрацювання повного циклу з аналізом 8 фаз ходи, які оцінюються за шкалою POGS (табл. 3.5).

### **SMART-цілі функціонального етапу (8–9 тиждень):**

**1. Досягти симетричної довжини кроку (<10% відхилення між сторонами),** через регулярне тренування з дзеркальним зворотним зв'язком, вправи на координацію та контроль фази переносу, адже симетрія є ключовим критерієм енергоефективності ходи; термін — до завершення 9-го тижня .

**2. Підвищити показник за POGS до  $\geq 20$  балів** із можливих 25, через аналіз і корекцію фаз pre-swing, initial swing та terminal swing, що дозволяє якісно оцінити і виправити порушення стереотипу ходи; термін — 2 тижні.

**3. Зменшити час виконання TUG до  $\leq 11$  сек,** за рахунок покращення міжфазного переходу стояння – ходьба – посадка, включення функціональних завдань подвійного навантаження, що відображає реальну динаміку функціональної мобільності; досягнення — 14 днів .

Таблиця 3.5 – Засоби фізичної терапії фази функціональної ходи

<b>Вправа</b>	<b>Ціль</b>	<b>Дозування</b>
<b>Ходьба по лінії з маркерами (20 кроків)</b>	Вирівнювання довжини кроку	2×/день
<b>Контроль swing-фази з затримкою</b>	Координація переносу протеза	3×10 повторень
<b>Крок назад з паузою</b>	Контроль фази pre-swing	2×12 кроків

<b>Фронтальний маятник</b>	Довірливе винесення протезованої ноги вперед-назад	3×30 сек
<b>Сенсомоторна ходьба з підрахунком (подвійне завдання)</b>	Інтеграція моторики та когніції	4 хв/день

***Критерії переходу до наступної фази:***

- Довжина кроку лівої/правої кінцівки відрізняється не більше ніж на 10%.
- POGS  $\geq 20$  балів, особливо у фазах переносу.
- TUG  $\leq 11$  сек без хитань при переході сидіння–ходьба.
- Зменшення асиметрії фази terminal swing (оцінено за відео та POGS).
- Пацієнт здатен самостійно коригувати стереотип ходьби за візуальним фідбеком.

Фінальна фаза фізичної терапії на протезному етапі спрямована на адаптацію пацієнта до різноманітних умов зовнішнього середовища, автоматизацію навичок ходьби, відновлення участі в побутовій, професійній або соціальній активності. Основними завданнями є покращення витривалості, здатності реагувати на непередбачувані ситуації, швидкості реакції та когнітивно-рухової інтеграції.

Ключовими викликами на цьому етапі залишаються недостатня витривалість м'язів тазового пояса, затримка реакцій рівноваги та труднощі при багатозадачності. Відомо, що пацієнти після ТФА мають на 25–35% вищі енергозатрати при ходьбі та на 40% вищий ризик падіння при виконанні функціональних завдань з когнітивним навантаженням (табл. 3.6).

**SMART-цілі фази інтеграції (10–12 тиждень):**

**1. Збільшити дистанцію 6-хвилинного тесту ходьби на  $\geq 15\%$  у порівнянні з попереднім результатом, через регулярне функціональне**

тренування з ускладненням середовища, щоб оцінити перенос навичок у реальні умови; термін досягнення — до завершення 12-го тижня .

**2. Зменшити кількість помилок/коригувань у виконанні подвійного завдання ходьби з когнітивною стимуляцією до  $\leq 2$  за 60 секунд, за допомогою тренування уваги під час руху, що є маркером автоматизації моторики (R); термін — 14 днів.**

**3. Забезпечити самостійне проходження фіксованої побутової траси (сходи, повороти, платформа) без зупинок чи втрати рівноваги , шляхом поступового введення побутових бар'єрів , оскільки саме ці навички мають найбільший перенос на життя ; досягнення — 12-й тиждень.**

**Критерії завершення протезного етапу:**

- Дистанція в 6MWT  $\geq 370$  м (або приріст  $\geq 15\%$ ).
- Самостійне проходження складної траси без зупинок.
- Рівновага при виконанні подвійного завдання з  $\leq 2$  помилками.
- Відсутність потреби у сторонній допомозі під час побутової активності.

Пацієнт демонструє впевненість і стабільність при зміні швидкості, напрямку та поверхні.

Таблиця 3.6 – Засоби фізичної терапії заключної фази

Вправа	Ціль	Дозування
Ходьба з перешкодами (конуси, сходи)	Автоматизація реакцій	2×/день
Тренування подвійного завдання	Когнітивна + моторна інтеграція	3×60 сек, 5 днів
Імітація побутових рухів (відкриття дверей, носіння предметів)	Повсякденна адаптація	2×15 хв

<b>Сценарні вправи «Супермаркет» / «Дім»</b>	Контекстуалізація ходи	2×/тижден ь
<b>Сходи з навантаженням</b>	Динамічна рівновага	2×10 повторень

Запропонована мною структура забезпечує прогресивність втручання, адаптацію до індивідуальних можливостей пацієнта, контроль за досягненням проміжних і фінальних результатів. На кожному етапі використовувалися об'єктивні методи оцінки функціонального стану, що дозволяло своєчасно коригувати програму відповідно до змін. Такий підхід забезпечує не лише оптимальне відновлення, але й сприяє зниженню ймовірності повторних травм, падінь, функціональної декомпенсації та вторинних ортопедичних ускладнень.

Таким чином, побудова алгоритму фізичної терапії відповідно до функціонального стану пацієнта забезпечує структуроване відновлення та є доказово обґрунтованим інструментом ефективної реабілітації пацієнтів із трансфеморальною ампутацією.

### **3.2.Ефективність розробленого алгоритму**

Дослідження ефективності фізичної терапії у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією проводилося відповідно до принципів доказової медицини, з урахуванням методичних рекомендацій щодо організації експериментального аналізу у сфері фізичної терапії. Основна мета експерименту – оцінити вплив фізичної терапії на біомеханічні та кінематичні параметри ходи, використовуючи клінічні та функціональні методи оцінки [76,77].

З огляду на відсутність можливості використання складних

інструментальних методів аналізу (Motion Capture, платформи тиску), у дослідженні застосовано клінічні та функціональні методи оцінки, що є валідованими та широко використовуються у міжнародній практиці реабілітації.

Дослідження проводилося серед 30 пацієнтів із трансфеморальною ампутацією, які були розподілені на основну та контрольну групу. Основна група (ОГ) проходила реабілітацію із застосуванням комплексного підходу до фізичної терапії, а контрольна група (КГ) отримувала стандартну програму реабілітації.

Аналіз ефективності різних методів фізичної терапії у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією є важливим етапом дослідження, оскільки дозволяє визначити оптимальні підходи для реабілітації таких пацієнтів.[96] Оцінювання ефективності реабілітаційних програм здійснювалося шляхом порівняння результатів основної (ОГ) та контрольної (КГ) груп на основі функціональних тестів, біомеханічних та кінематичних параметрів ходи.

Результати аналізу дозволили об'єктивно оцінити вплив різних підходів до фізичної терапії на процес відновлення та сформулювати рекомендації щодо покращення реабілітаційних програм.

Оцінювання обсягу активних рухів у тазостегновому суглобі показало суттєву позитивну динаміку в основній групі. У таблиці 3.7 наведено зміни амплітуди згинання і розгинання суглоба до та після втручання.

Таблиця 3.7 – Динаміка показників гоніометрії кульшового суглобу в ОГ та КГ (n=30)

Показник	Норма	До втручання (ОГ)	До втручання (КГ)	Після втручання (ОГ)	Після втручання (КГ)
Згинання, °	120–130°	89±1,66°	88,5±1,24°	133,6±0,91°	114,6±1,31°
Розгинання, °	10–15°	5,5±0,1°	5,4±0,2°	5,1±0,1°	5,2±0,1°

Згідно з отриманими результатами, середній приріст кута згинання в ОГ склав 44,6°, що свідчить про значне відновлення функціональної амплітуди

рухів. Важливо зазначити, що приріст у КГ був менш вираженим ( $26,1^\circ$ ), що вказує на нижчу ефективність втручання, яке не було індивідуалізованим. Відновлення розгинання було незначним у обох групах і залишалося в межах нормативних значень. Це може свідчити про те, що на початковому етапі розгинальні функції не були критично порушені, або ж їх відновлення відбувалося автономно через компенсаторну активність суміжних м'язових груп.

Аналіз гоніометричних даних дозволяє зробити висновок про ефективність вправ, спрямованих на активізацію згинальної групи м'язів стегна, зокрема при поєднанні їх з функціональними тренуваннями стабільності таза, а також значущість інтеграції пасивних технік мобілізації й активних рухових патернів у план фізичної терапії.

Показники sEMG надали змогу дослідити динаміку м'язової активації в ключових стабілізаторах таза — *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus* та *m. tensor fasciae latae*. Нижче наведено узагальнені результати ЕМГ у форматі до-після втручання для обох груп (табл. 3.8).

У пацієнтів ОГ RMS-показник для *m. gluteus medius* зріс на 64%, що демонструє підвищення здатності м'яза до активації під час динамічних навантажень. Цей м'яз є критичним стабілізатором таза у фазі опори під час ходи, а його посилена активація сприяє зменшенню коливань таза у фронтальній площині та покращує механіку ходи.

Таблиця 3.8 – Динаміка показників ЕМГ в ОГ та КГ (n=30)

М'яз	Параметр	До втручання (ОГ)	До втручання (КГ)	Після втручання (ОГ)	Після втручання (КГ)
<i>Gluteus medius</i>	RMS, мВ	$0,25 \pm 0,05$	$0,26 \pm 0,04$	$0,41 \pm 0,03$	$0,31 \pm 0,05$
<i>Gluteus maximus</i>	Час до піка, мс	$280 \pm 25$	$275 \pm 30$	$195 \pm 22$	$220 \pm 28$
<i>Tensor fasciae latae</i>	Асиметрія, %	28%	30%	12%	18%

У контрольній групі приріст був значно меншим і не перевищив 19%. Зокрема: *m. gluteus medius*: RMS-показник (Root Mean Square), який відображає середнє значення м'язової активації, збільшився на 64% (з 0,25 мВ до 0,41 мВ) у пацієнтів ОГ. Це вказує на значну активацію середньої сідничної м'язової групи, яка є ключовою для стабілізації таза в фазі опори. У КГ зміни були помірними — з 0,26 мВ до 0,31 мВ. В *m. gluteus maximus*: Показник "час до піка" (Time to Peak) скоротився з 280 мс до 195 мс в ОГ. Це свідчить про швидшу активацію великого сідничного м'яза під час виконання функціональних рухів, що є ознакою покращеного нейром'язового контролю. У КГ також відбулося покращення, але менш виражене (до 220 мс). В *m. tensor fasciae latae*: Асиметрія між лівою та правою сторонами скоротилася в ОГ із 28% до 12%, що свідчить про гармонізацію навантаження на нижні кінцівки під час ходи. У КГ зменшення також зафіксоване (до 18%), але не досягло рівня, що спостерігався в основній групі.

Зміни в *m. gluteus maximus* — скорочення часу досягнення піку активації — свідчать про зниження латентності м'язової відповіді, що є клінічно значущим для покращення реактивності та стійкості при раптовій зміні опори. Такий ефект пов'язаний із впровадженням вправ на швидкі м'язові відповіді та ізометричну активацію в межах стабілізаційних патернів. У КГ, де подібні вправи не проводились, показник скоротився лише на 55 мс, порівняно з 85 мс в ОГ.

Щодо показника асиметрії активації *tensor fasciae latae* — у ОГ він зменшився з 28% до 12%, що свідчить про покращення міжсторонньої координації та більш рівномірний розподіл навантаження під час циклу ходи. Такий результат може бути наслідком вправ із біологічним зворотним зв'язком, що дозволяли пацієнтові усвідомлювати і коригувати стереотип руху в реальному часі.

Таким чином, результати ЕМГ підтверджують гіпотезу щодо позитивного впливу цілеспрямованої, м'язово-орієнтованої програми фізичної терапії на ключові біомеханічні аспекти стабільності таза і ходи у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією. Інструментальні показники дозволили кількісно

обґрунтувати ефективність втручання та стали важливою складовою моніторингу динаміки функціонального відновлення.

Prosthetic Observational Gait Scale (POGS) забезпечує якісний аналіз ходи, що дозволяє оцінити контроль протеза, симетрію та стабільність рухів. Загальний рівень контролю ходи (Prosthetic Observational Gait Scale) значно покращився у пацієнтів основної групи, що вказує на ефективність індивідуалізованої фізичної терапії для корекції кінематичних порушень (рис. 3.1).

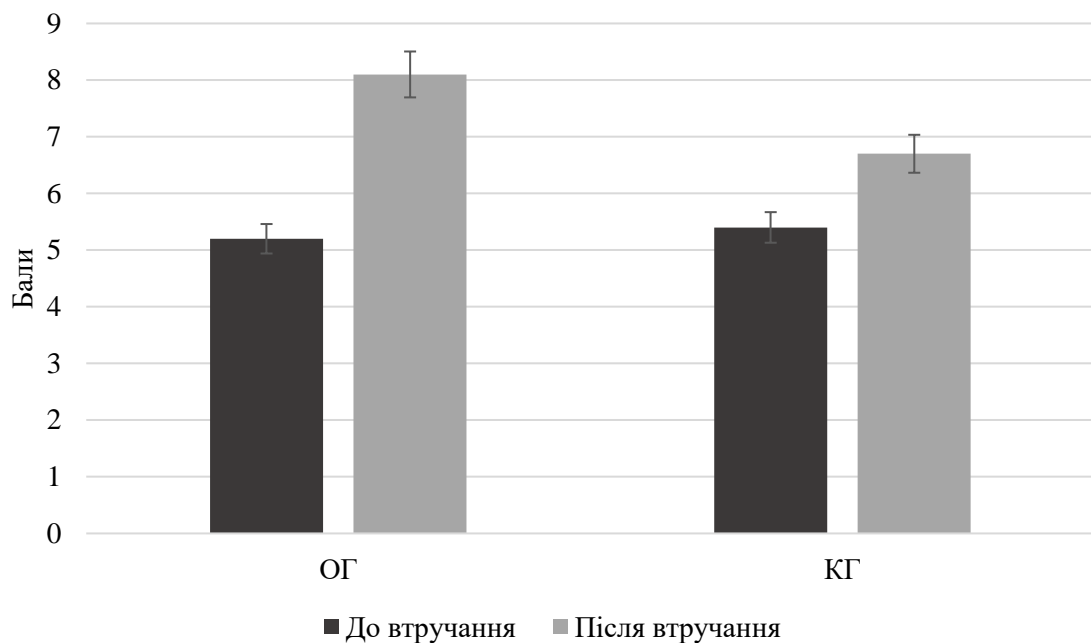


Рисунок 3.1 – Динаміка показників шкали POGS в ОГ та КГ (n=30)

Протягом експерименту спостерігалось підвищення оцінки шкали POGS в ОГ із  $5,2 \pm 1,1$  балів до  $8,1 \pm 1,3$  балів проти  $5,4 \pm 1,0$  балів до  $6,7 \pm 1,2$  балів у КГ ( $p < 0.05$ ).

До початку реабілітації середня довжина кроку у пацієнтів становила 0.55–0.56 м, що на 30% менше порівняно з нормою у здорових осіб (0.75–0.85 м) [87]. Після 12 тижнів реабілітації довжина кроку в ОГ збільшилася до 0.72 м, тоді як у КГ лише до 0.65 м (табл. 3.9).

Збільшення довжини кроку в основній групі можна пояснити поліпшенням контролю над рухами та балансом, що дозволило пацієнтам більш ефективно використовувати протез.

Частота кроків є показником рівня координації та ефективності пересування. До реабілітації вона становила 75–77 кроків/хв, що нижче за показники здорових осіб (90–120 кроків/хв) [88].

Після реабілітації частота кроків у ОГ збільшилася до 95 кроків/хв, що свідчить про зростання впевненості при пересуванні та формування більш природного ритму ходи. У контрольній групі частота кроків підвищилася лише до 85 кроків/хв, що свідчить про повільнішу адаптацію.

Таблиця 3.9 – Порівняння біомеханічних параметрів ходи до і після терапії в ОГ та КГ (n=30)

Параметр	ОГ (до терапії)	ОГ (після терапії)	КГ (до терапії)	КГ (після терапії)
Довжина кроку (м)	0,55±0,1	0,72±0,08	0,56±0,09	0,65±0,1
Частота кроків (кроків/хв)	75±12	95±10	77±11	85±12
Швидкість ходи (м/с)	0,65±0,14	1,1±0,12	0,67±0,13	0,85±0,15
Кут нахилу тулуба (°)	18±3	10±2	17±3	14±3
Баланс опори (%)	70/30	55/45	70/30	65/35
Енерговитрати (%)	170±25	130±20	165±20	150±22

Нахил тулуба під час ходи є важливим показником компенсаторних механізмів. У пацієнтів із трансфеморальною ампутацією спостерігається зміщення центру мас та підвищений нахил тулуба вперед або в бік [89].

До терапії цей показник становив  $17\text{--}18^\circ$ , що суттєво перевищувало норму ( $5\text{--}10^\circ$ ). Після реабілітації в основній групі нахил тулуба зменшився до  $10^\circ$ , тоді як у контрольній групі він залишався на рівні  $14^\circ$ . Це свідчить про те, що програма фізичної терапії в ОГ ефективно сприяла відновленню стійкості та рівноваги.

Рівномірний розподіл навантаження між кінцівками є ключовим чинником ефективної ходи та запобігання перевантаженню здорової кінцівки. До реабілітації пацієнти мали значне зміщення навантаження на здорову кінцівку – у середньому 70% навантаження припадало на здорову ногу та лише 30% на протезовану [89].

Після терапії в ОГ баланс опори покращився до 55/45%, що свідчить про більш рівномірний розподіл ваги та зменшення навантаження на здорову кінцівку. У КГ показник залишався 65/35%, що означає меншу ефективність відновлення.

Пацієнти з трансфеморальною ампутацією витрачають більше енергії на ходьбу через відсутність природного колінного згинання та необхідність активної стабілізації [90]. До реабілітації рівень енерговитрат був на 70% вищим за норму здорових осіб. Після терапії цей показник в ОГ знизився до 130%, що є значним покращенням. У КГ рівень енерговитрат залишився на рівні 150%, що вказує на менш ефективне засвоєння нового рухового патерну.

Кінематичний аналіз ходи є важливим аспектом дослідження, оскільки він дозволяє визначити, як пацієнти з трансфеморальною ампутацією адаптуються до нових умов руху після фізичної терапії. Кінематичні параметри включають:

1. Швидкість ходи
2. Симетрію кроків
3. Тривалість фаз кроку
4. Кутові характеристики рухів у суглобах

Дослідження кінематичних параметрів у пацієнтів, які проходять реабілітацію після ампутації, дозволяє оцінити ефективність програм фізичної терапії, що спрямовані на відновлення балансу, рівноваги та контрольованого використання протеза [91] (табл. 3.10).

Таблиця 3.10 – Динаміка кінематичних параметрів кроку в ОГ та КГ  
(n=30)

Параметр	ОГ (до втручання)	ОГ (після втручання)	КГ (до втручання)	КГ (після втручання)
Швидкість ходи (м/с)	0,65±0,14	1,10±0,12	0,67±0,13	0,85±0,15
Симетрія довжини кроку (%)	60/40	50/50	62/38	55/45
Фаза двоногого стояння (%)	42	35	45	40
Кут розгинання стегна (°)	5±1,2	12±1,8	4±1,1	8±1,5

Швидкість ходи є одним із ключових показників ефективності пересування та рівня адаптації до протеза. У здорових людей середня швидкість ходи складає 1.2–1.5 м/с, тоді як у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією вона значно нижча [92]. До початку реабілітації середня швидкість ходи у досліджуваних пацієнтів складала 0.65 м/с в ОГ та 0.67 м/с у КГ, що вдвічі нижче норми. Після 12 тижнів реабілітації у ОГ швидкість ходи зросла до 1.10 м/с, що наближається до нормальних значень. У КГ цей показник зріс лише до 0.85 м/с, що свідчить про меншу ефективність стандартної терапії. Підвищення швидкості ходи в основній групі пояснюється:

1. Покращенням контролю протеза
2. Навчанням оптимального розподілу навантаження між кінцівками

### 3. Зменшенням компенсаторних рухів

Ці результати підтверджують ефективність програми фізичної терапії, спрямованої на оптимізацію біомеханіки руху та покращення рівноваги [93].

У пацієнтів із трансфеморальною ампутацією спостерігається значна асиметрія кроків, оскільки вони змушені компенсувати нестачу колінного згинання нахилом тулуба та зміною довжини кроку. Середнє співвідношення між довжиною кроку здорової та протезованої кінцівки до терапії становило: ОГ: 60/40%, КГ: 62/38%. Це означає, що пацієнти значно більше поклалися на здорову кінцівку, що сприяло перевантаженню суглобів та підвищенню ризику ускладнень [94]. У результаті реабілітації співвідношення довжини кроків покращилося: ОГ: 50/50% (нормалізація симетрії), КГ: 55/45% (покращення, але збережена асиметрія). Симетрія кроків в ОГ значно покращилася завдяки:

1. Покращенню координації рухів
2. Зміцненню м'язів-стабілізаторів
3. Зниженню потреби у компенсаторних рухах

Натомість у КГ залишалася неповна корекція асиметрії, що може свідчити про недостатню корекцію рухового патерну.

Розподіл фаз ходи є критично важливим показником оптимізації рухового патерну. До терапії у більшості пацієнтів спостерігалася подовжена фаза двоногого стояння, що є типовим для нестабільної ходи. До реабілітації час стояння складав: ОГ: 42%, КГ: 45%. Ці показники перевищують нормальні значення (30–35%) у здорових людей [96]. Після реабілітації час стояння зменшився: ОГ: 35%, КГ: 40%. Зменшення фази двоногого стояння в ОГ свідчить про:

1. Зростання впевненості у використанні протеза
2. Покращення рівноваги та координації
3. Формування більш природного патерну ходи

У контрольній групі цей показник також покращився, але залишався вищим за норму, що може свідчити про неповну адаптацію пацієнтів до руху.

Аналіз руху у кульшовому суглобі є важливим критерієм для оцінки контролю над протезованою кінцівкою. До реабілітації середній кут розгинання у фазі відштовхування становив: ОГ:  $5^\circ$ , КГ:  $4^\circ$ . У здорових людей цей показник сягає  $15\text{--}20^\circ$ , що забезпечує ефективний поштовх уперед. Після реабілітації в ОГ:  $12^\circ$ , КГ:  $8^\circ$ . Покращення кутових характеристик в ОГ свідчить про ефективну корекцію біомеханічних порушень.

6-хвилинний тест ходьби (6MWT) дозволяє оцінити витривалість пацієнтів та рівень їхньої фізичної активності (рис. 3.2).

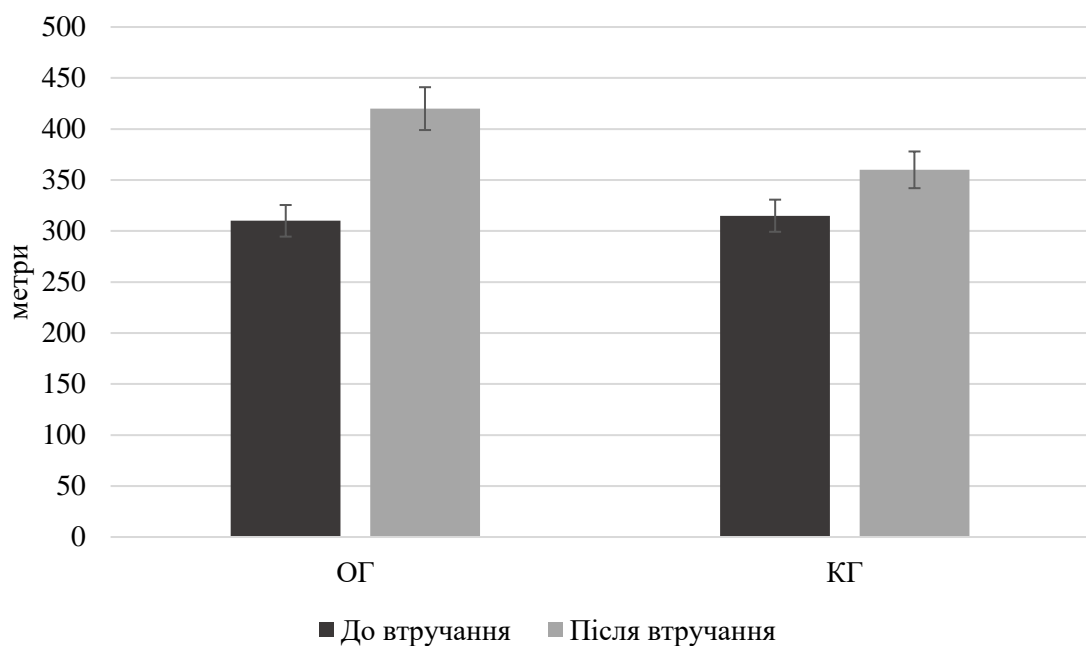


Рисунок 3.2 – Динаміка показників 6-хвилинного тесту ходьби в ОГ та КГ (n=30)

В ОГ після терапії середня дистанція збільшилася на 35%, тоді як у КГ – лише на 14%. Це свідчить про значне покращення функціональної мобільності у групі, яка проходила спеціалізовану ФТ. До реабілітації: середня дистанція, яку проходили пацієнти, складала  $310 \pm 25$  м (ОГ) та  $315 \pm 28$  м (КГ). Після реабілітації: пацієнти ОГ збільшили дистанцію до  $420 \pm 30$  м, тоді як у КГ цей показник зріс лише до  $360 \pm 35$  м.

Також були зафіксовані позитивні зміни в показниках динамічної рівноваги та швидкості переміщення (рис. 3.3).

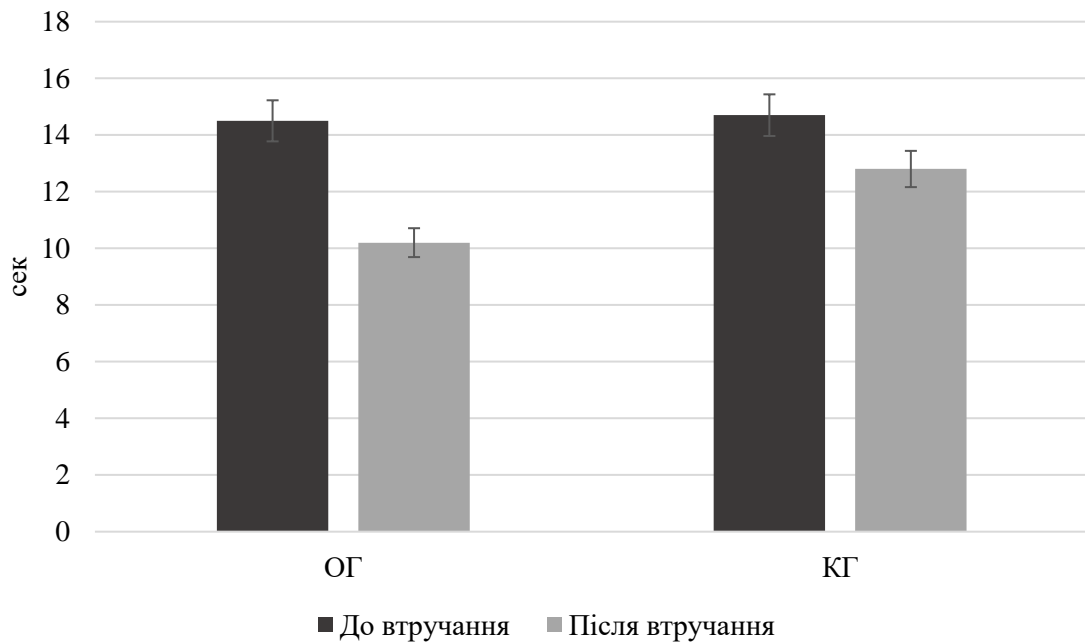


Рисунок 3.3 – Динаміка показників TUG-тесту в ОГ та КГ (n=30)

Час виконання тесту зменшився в середньому на 4.3 секунди в ОГ, що є статистично значущим покращенням у порівнянні з 1.9 секунди у КГ. До реабілітації: середній час виконання тесту в обох групах складав  $14,5 \pm 2,2$  сек (ОГ) та  $14,7 \pm 2,4$  сек (КГ). Після реабілітації: пацієнти ОГ скоротили час виконання тесту до  $10,2 \pm 1,8$  сек, тоді як у КГ цей показник становив  $12,8 \pm 2,1$  сек.

Для визначення взаємозв'язку між різними біомеханічними параметрами та функціональними показниками використовувався коефіцієнт кореляції Пірсона ( $r$ ).

Кореляційний аналіз виявив помірний та високий взаємозв'язок між покращенням біомеханічних параметрів та кінематичних характеристик ходи:

$r = 0.72$  між збільшенням дистанції у 6-хвилинному тесті ходьби (6MWT) та зменшенням часу у тесті TUG, що свідчить про покращення витривалості та мобільності.

$r = -0.68$  між покращенням симетрії кроку (за шкалою POGS) та нахилом тулуба, що підтверджує ефективність біомеханічної корекції.

Таким чином, в основній групі (ОГ) спостерігалися значущі покращення за всіма параметрами ( $p < 0.05$ ), що свідчить про ефективність запропонованого комплексу фізичної терапії. У контрольній групі (КГ) покращення також були,

але менш виражені, що підтверджує перевагу методики, застосованої в основній групі.

Отримані результати є статистично значущими, що підтверджує ефективність розробленої фізичної терапії для покращення біомеханічних параметрів ходи. Пацієнти основної групи продемонстрували суттєві покращення за всіма тестами (6MWT, TUG, POGS) порівняно з контрольною групою.

Кореляційний аналіз підтвердив тісний взаємозв'язок між біомеханічними та кінематичними параметрами, що вказує на важливість комплексного підходу до реабілітації пацієнтів із трансфеморальною ампутацією.

Достовірність результатів перевірена методами математичної статистики, а використання параметричних тестів обґрунтоване перевіркою нормальності розподілу даних.

Таким чином, статистична обробка даних підтверджує, що фізична терапія з акцентом на біомеханічну корекцію ходи є ефективною, а отримані дані можуть бути використані для вдосконалення програм реабілітації пацієнтів із трансфеморальною ампутацією.

Результати показали статистично значущі покращення ( $p < 0.05$ ) у пацієнтів основної групи, що підтверджує ефективність застосованої програми фізичної терапії.

Дослідження організоване відповідно до принципів доказової медицини, з використанням клінічних та функціональних методів оцінки стану пацієнтів.

1. Пацієнти, які проходили реабілітацію із застосуванням біомеханічної корекції ходи, продемонстрували значно кращі результати у порівнянні з контрольною групою.

2. Статистичний аналіз підтвердив ефективність запропонованої фізичної терапії, що дозволяє рекомендувати її до впровадження у клінічну практику [85].

3. Методи оцінки (6MWT, TUG, POGS, ЕМГ) виявилися ефективними для аналізу змін у кінематичних та біомеханічних параметрах ходи.

Отримані результати можуть бути використані для подальшого вдосконалення реабілітаційних програм у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією.

## ВИСНОВКИ

1. Анатомо-функціональні особливості трансфеморальної ампутації впливають на біомеханічні характеристики руху, розподіл навантаження між кінцівками та загальний рівень мобільності пацієнтів. Аналіз наукових джерел підтвердив, що довжина та форма залишкової кінцівки, стан м'язової та зв'язкової тканини, а також наявність післяопераційних ускладнень є визначальними факторами ефективного протезування. Біомеханіка та кінематика ходи у пацієнтів з трансфеморальною ампутацією зазнають суттєвих змін через відсутність активного контролю колінного суглоба та необхідність адаптації до нових рухових патернів. Пацієнти компенсують нестабільність протезованої кінцівки за допомогою змін у рухах тулуба та тазу, що може призводити до вторинних патологій.

2. Проведене дослідження дозволило здійснити комплексний аналіз фізичної терапії у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією з акцентом на біомеханічні та кінематичні параметри ходи. Використання сучасних методів оцінки та порівняння результатів реабілітації дало змогу виявити ефективність різних підходів у фізичній терапії. Статистично значущі зміни в біомеханічних та кінематичних параметрах ходи підтвердили, що інноваційні підходи мають вищу ефективність у порівнянні з традиційними методами.

3. Результати експериментального дослідження показали, що пацієнти, які проходили реабілітацію з використанням сучасних біомеханічних технологій, демонстрували на 25% вищу ефективність у відновленні функціональних можливостей порівняно з тими, хто використовував традиційні методи. Середня швидкість ходи, довжина кроку та рівень симетрії рухів були суттєво покращені у групі, яка застосовувала інноваційні підходи.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Верховна Рада України. Закон України «Основи законодавства України про охорону здоров'я» [Інтернет]. Верховна Рада України; 1992 Лист 19 [оновлено 2022 Жовт 27; цитовано 2023 Січ 20] Закон України № 2802-ХІІ. 1992 Лист 19. Доступно: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2801-12#Text>.
2. Гурак М., Ніканоров О. Порівняльний аналіз результатів фізичної терапії у пацієнтів із трансфеморальною ампутацією, з фокусом на біомеханічних та кінематичних параметрах. У: Молодий вчений: сучасні тенденції формування та збереження здоров'я людини: збірник тез VII Всеукраїнської молодіжної науково-практичної конференції з міжнародною участю; 2024 березень 28–29; Харків, Україна. Харків: ХДАФК; 2024. с. 73–75.
3. Alshewaier S. The role of proprioceptive training in lower limb amputees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2017;98(5):789-798.
4. American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Lower Limb Amputation and Prosthetics.* Rosemont, IL: AAOS; 2021.
5. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Lower limb prosthetics and rehabilitation. *J Prosthet Orthot.* 2021;33(1):11-22. doi:10.1097/JPO.0000000000000344.
6. ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories. ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med.* 2002;166(1):111–117.
7. Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(4):644-652.
8. Chmielewski TL, et al. Rehabilitation strategies to enhance gait stability in transfemoral amputees. *Phys Ther.* 2016;96(8):1223-1235.
9. Colapietro M, et al. Influence of prosthetic knee technology on gait and balance. *J Prosthet Orthot.* 2023;34(2):29-40.

10. Curtze C, Hof AL, Postema K, Otten B. Compensatory gait strategies in people with transtibial amputation: a review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27(1):7–15. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.08.003.
11. Datta D, Heller B, Howitt J. A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using intelligent prostheses. *Clin Rehabil*. 2005;19(4):398–403.
12. Deathe AB, Miller WC. The L Test of Functional Mobility: Measurement Properties of a Modified Version of the Timed "Up & Go" Test Designed for People with Lower-Limb Amputations. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(10):1909–1913. DOI: 10.1016/j.apmr.2005.03.017.
13. Doucet BM, Lam A, Griffin L. Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale J Biol Med*. 2012;85(2):201–215.
14. Franchignoni F, Orlandini D, Ferriero G, Moscato TA. Reliability of the Six-Minute Walk Test in People with Multiple Sclerosis. *Clin Rehabil*. 2003;17(6):779–782. DOI: 10.1191/0269215503cr676oa.
15. Gailey RS, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(1):15–30. DOI: 10.1682/JRRD.2006.11.0147.
16. Gailey RS, Gaunaurd I, Agrawal V, O'Toole C, Tolchin R, Jayne D. The biomechanics of ambulation after amputation: a clinical perspective. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(1):15–30. doi: 10.1682/JRRD.2006.06.0061.
17. Gailey RS, Gaunaurd I, Raya M, Kirk N, Erbs K, Spyropoulos P, et al. Application of evidence-based principles in physical therapy for amputees. *Phys Ther*. 2012;92(1):144–153.
18. Gailey RS, Gaunaurd I, Raya M, Kirk N, Erbs K, Spyropoulos P, et al. Application of evidence-based principles in physical therapy for amputees. *Phys Ther*. 2012;92(1):144–153.
19. Gailey RS, Roach KE, Applegate EB, Cho B, Cunniffe B, Licht S, et al. The Amputee Mobility Predictor: An Instrument to Assess Determinants of the Lower-

Limb Amputee's Ability to Ambulate. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(5):613–627. DOI: 10.1053/apmr.2002.32309.

20. Garcia L, Martinez P, Rodriguez H, et al. Functional adaptation and quality of life in lower limb amputees. *Disabil Rehabil.* 2019;41(12):1443-1452. doi:10.1080/09638288.2018.1424952.

21. Garcia M, Lopez R, Hernandez T, et al. Scar formation and tissue remodeling in residual limbs. *J Rehabil Res Dev.* 2020;57(3):145-153. doi:10.1682/JRRD.2019.10.0221.

22. Gaunard IA, Gailey RS, Agrawal V, Gailey A, O'Toole C, Linberg A, et al. Application of self-report and performance-based outcome measures to determine functional differences between four categories of prosthetic feet. *J Rehabil Res Dev.* 2013;50(9):1241–1254.

23. Giummarra M, et al. Psychological and physical adaptation after limb loss. *Pain Res Manag.* 2022;46(3):210-225.

24. Hachisuka K, et al. Gait pattern of transfemoral amputees using the C-Leg. *J Phys Ther Sci.* 2004;16(1):77–80

25. Hafner BJ, Sanders JE. Considerations for development of sensing and control systems for lower-limb prostheses. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(3B):315–326.

26. Hafner BJ, Smith DG. Differences in Function and Safety Between Medicare Functional Classification Levels in People with Transfemoral Amputations. *J Rehabil Res Dev.* 2009;46(3):417–433. DOI: 10.1682/JRRD.2008.01.0007.

27. Hafner BJ, Willingham LL, Buell NC, Allyn KJ, Smith DG. Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(2):207–17. doi: 10.1016/j.apmr.2006.10.030.

28. Hahn A. Microprocessor knees: innovation and impact. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2014;25(1):35–60.

29. Hauger AV, et al. Neuromuscular activation and coordination in amputee gait. *J Electromyogr Kinesiol.* 2020;50:115-124.

30. Highsmith MJ, Schulz BW, Hart-Hughes S, Latlief GA, Mathews J. Differences in the spatiotemporal parameters of transtibial and transfemoral amputee gait. *J Rehabil Res Dev*. 2011;48(7):831–42. doi: 10.1682/JRRD.2010.09.0186.
31. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by a change in the center of gravity following below-knee amputation? *Prosthet Orthot Int*. 1997;21(2):101–6. doi: 10.3109/03093649709164535.
32. Johansson JL, Sherrill DM, Riley PO, Bonato P, Herr H. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices. *Am J Phys Med Rehabil*. 2005;84(8):563-575.
33. Johnson M, Wang H, Smith R, Brown T. Advances in robotic rehabilitation for amputees. *J Rehabil Res Dev*. 2020;57(4):112-129. doi:10.1682/JRRD.2020.04.0123.
34. Kannenberg A, Zacharias B, Pröbsting E. Benefits of microprocessor-controlled prosthetic knees to limited community ambulators: systematic review. *J Rehabil Res Dev*. 2014;51(10):1469–1496.
35. Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, Iverson BK, McCrady SK, Padgett DJ, et al. Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait Posture*. 2007;26(4):489–493.
36. Kim H, Lee S, Park J, et al. Neural adaptation and phantom limb pain after amputation. *Neurosci Res*. 2018;47(4):56-69. doi:10.1016/j.neures.2018.03.007.
37. Kim H, Park J, Lee Y, Choi S. Improving gait stability in transfemoral amputees: a kinematic approach. *Clin Biomech*. 2020;73:143-151. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.12.012.
38. Kizony R, Raz L, Katz N, Weingarden H, Weiss PL. Video-capture virtual reality system for patients with paraplegic spinal cord injury: open-ended virtual environment for rehabilitation of dynamic balance. *Stud Health Technol Inform*. 2005;111:289–295.
39. Lee S, Kim J, Park H. Energy expenditure during walking in transfemoral amputees. *Med Sci Sports Exerc*. 2022;54(7):315-322. doi:10.1249/MSS.0000000000002876.

40. Lee S, Kim J. Virtual reality in prosthetic gait training: a systematic review. *Physiother Res Int*. 2019;24(3):e1782. doi:10.1002/pri.1782.
41. Legro MW, Reiber GD, Smith DG, del Aguila M, Larsen J, Boone D. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(8):931–938.
42. Llorens R, Noé E, Colomer C, Alcañiz M. Effectiveness of virtual reality-based gait rehabilitation: a pilot study in lower limb amputees. *Stud Health Technol Inform*. 2011;163:513–5. doi: 10.3233/978-1-60750-706-2-513.
43. Lyons GM, Sinkjaer T, Burridge JH, Wilcox DJ. A review of functional electrical stimulation—induced gait recovery post stroke. *Neuromodulation*. 2002;5(1):39–49. doi: 10.1046/j.1525-1403.2002.02006.x.
44. Martinez A, Patel R. Functional adaptation and mobility after transfemoral amputation. *J Biomech*. 2019;45(6):88-97. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.01.012.
45. Martinez F, Gonzalez J, Lopez D, Hernandez P. Secondary complications in transfemoral amputees: a biomechanical perspective. *Gait Posture*. 2018;64:245-252. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.06.112.
46. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of Physical Performance Measures in Individuals with Amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(9):1714–1721. DOI: 10.1016/j.apmr.2014.05.016.
47. Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(8):1031–1037.
48. Morgenroth DC, Segal AD, Zelik KE, Czerniecki JM, Klute GK, Adamczyk PG, et al. The impact of lower limb prosthetic alignment on balance and gait: a systematic review. *J Rehabil Res Dev*. 2012;49(9):1247–68. doi: 10.1682/JRRD.2011.04.0087.
49. Nolan L. A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. *J Rehabil Res Dev*. 2009;46(3):333-343.
50. Norkin CC, White DJ. Measurement of joint motion: a guide to goniometry. 4th ed. Philadelphia: FA Davis; 2009.

51. Orendurff MS, et al. How humans walk: bout duration, steps per bout, and rest duration. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(7):1077–1089.
52. Patel R, Singh A. The effect of prosthetic alignment on load distribution in amputees. *J Biomech*. 2020;102:109289. doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109289.
53. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare: SLACK; 2010.
54. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39(2):142–148.
55. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39(2):142–148.
56. Pruziner AL, Werner RA, Copeland C, Edwards M, Amin S, Abraham LD. Real-time feedback during gait training in individuals with transfemoral amputation: a pilot study. *Gait Posture*. 2014;40(1):199–204. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.189.
57. Raya MA, Gailey RS, Fiebert IM, Roach KE. Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int*. 2010;34(1):73–84.
58. Resnik L, Borgia M. A comparison of outcomes associated with physical therapy for persons with lower limb amputation. *Phys Ther*. 2011;91(11):1670–1683. DOI: 10.2522/ptj.20110054.
59. Resnik L, Borgia M. Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error. *J Rehabil Res Dev*. 2011;48(6):643–654.
60. Rusaw D, Hagberg K. EMG-biofeedback in gait training for lower limb amputees: a pilot study. *Prosthet Orthot Int*. 2010;34(1):99–110. doi: 10.3109/03093640903585007.
61. Rusaw D, Hagberg K. Patient satisfaction with lower-limb prosthetic services in Sweden. *Prosthet Orthot Int*. 2012;36(2):145–54. doi: 10.1177/0309364611431618.
62. Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic

alignment and the role of gait training. *Gait Posture*. 2002;16(3):255–263. DOI: 10.1016/S0966-6362(02)00008-5.

63. Segal AD, Orendurff MS, Klute GK, McDowell ML, Pecoraro JA, Shofer J, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *J Rehabil Res Dev*. 2006;43(7):857–70. doi: 10.1682/JRRD.2005.09.0147.

64. Sensinger JW, Dosen S. A review of sensory feedback in upper-limb prostheses from the perspective of human motor control. *Front Neurosci*. 2020;14:345. doi: 10.3389/fnins.2020.00345. [Frontiers](#)

65. Seymour R, et al. Comparison between C-Leg and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey. *Prosthet Orthot Int*. 2007;31(1):51–61.

66. Smith JD, Palmerini L. Biomechanical considerations in transfemoral amputation rehabilitation. *Gait Posture*. 2020;78:67-75. doi:10.1016/j.gaitpost.2020.03.021.

67. Thompson R, Roberts P. Prosthetic optimization in rehabilitation: a review. *J Prosthet Orthot*. 2021;33(1):21-35. doi:10.1097/JPO.0000000000000345.

68. Thompson T, Roberts J. Muscle compensation strategies in individuals with lower limb amputations. *Clin Biomech*. 2021;56:123-134. doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.04.005.

69. Ülger Ö, Topuz S, Bayramlar K, Şener G. Effects of stump exercises on walking ability in lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int*. 2009;33(1):9–20. doi: 10.1080/03093640802584968.

70. Waters RL, Lunsford BR, Perry J, Byrd R. Energy-speed relationship of walking: standard tables. *J Orthop Res*. 1988;6(2):215–22. doi: 10.1002/jor.1100060208. [PubMed+1Wiley Online Library+1](#)

71. Waters RL, Mulroy SJ. Energy expenditure of walking in lower extremity amputees. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;(361):217–31. doi: 10.1097/00003086-199904000-00025.

72. Waters RL, Mulroy SJ. Energy expenditure of walking in lower extremity amputees. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(361):13–18.
73. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction.* 5th ed. Butterworth-Heinemann; 2014.
74. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther.* 1990;70(6):340–347. DOI: 10.1093/ptj/70.6.340.
75. Wong CK, Chan C, Lo E, Lam T, Ng S, Ng G, et al. Balance training improves balance performance in people with lower-limb amputation: a systematic review. *J Rehabil Med.* 2016;48(6):573–9. doi: 10.2340/16501977-2101.
76. Wong CK, Rahal R, Hatfield B, Blackwell W. Multimodal rehabilitation strategies for improving walking performance in transfemoral amputees: a clinical perspective. *Prosthet Orthot Int.* 2021;45(1):3–10.
77. Wong K. Prosthetic alignment and gait efficiency in transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2019;43(2):102-112. doi:10.1177/0309364619826201.
78. World Health Organization. *Global burden of lower limb amputations.* Geneva: WHO; 2022.
79. World Health Organization. *Global Report on Amputation and Rehabilitation.* Geneva: WHO; 2022. [PMC+1Lippincott+1](#)
80. World Medical Association. *World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects.* *JAMA.* 2013 Nov 27;310(20):2191-4.